

VŠB-Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra měřicí a řídicí techniky

**Univerzální modul pro filtraci biologických
signálů**

**Universal Device for Filtration of Biomedical
Signals**

2011

Markéta Michalíková

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně.

Uvedla jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Datum odevzdání bakalářské práce: 6.5.2011

.....
Markéta Michalíková

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat svému vedoucímu práce Ing. Michalu Prauzkovi za konzultace, cenné rady a trpělivost, čímž přispěl k vypracování zadaného úkolu. Dále patří moje poděkování Ing. Martinu Stankušovi za rady při zhotovení hardwarové části práce.

Abstrakt

Monitorování životních funkcí, tedy snímání biosignálů z pacienta, je dnes nedílnou součástí diagnostiky a také terapie. Přístroje snímající biosignály jsou nezbytné pro vyšetření správné funkce srdce, mozku, nervů a dalších orgánů. Nejdůležitějšími snímanými biosignály v diagnostice jsou bioelektrické signály. Většinou se jedná o snímání elektrické aktivity srdce, tedy EKG signál. Správná interpretace EKG křivky je klíčová pro rozpoznání srdečních chorob nebo vrozených vad, je tedy velmi důležité, aby byl snímaný signál co možná nejlépe upraven a zároveň aby v něm zůstala zachována diagnostická hodnota. Důležitou součástí každého přístroje, který snímá biologické signály, je část předzesilovače, která upravuje snímaný signál pro digitální zpracování a zobrazení. Tento předzesilovač zajišťuje potřebnou filtraci snímaného signálu tak, aby byla zachována jeho diagnostická hodnota a zároveň aby byly eliminovány rušivé vlivy, které se v signálu projeví, ať už jsou technického nebo biologického rázu.

Klíčová slova

EKG signál, artefakty, předzesilovač, dolnoproustný filtr, hornoproustný filtr, notch filtr

Abstract

Monitoring vital signs, in other word: sensing the biological signals from patient, plays the major role in diagnostics and also in therapy. Biosignal-measuring devices are necessary to test heart, brain, nerves and other organs proper functioning. The most important biosignals sensed in the diagnostics are bioelectric signals. Usually it is sensing of the heart activity, namely ECG signal. The correct interpretation of the ECG is crucial for the detection of heart disease or congenital defects, so it is very important to modify sensed signal in the best way so that diagnostic value will be saved. An important part of every device that senses biomedical signals is part of the preamplifier, which adjusts sensed signals for digital processing and display. This preamplifier provides the necessary filtration of sensed signal, so that the diagnostic value of signal is saved. Interference, which is reflected in the signal, is eliminated, and it doesn't matter whether the interference is technological or biological in origin.

Key Words

ECG signal, artefacts, preamplifier, low pass filter, high pass filter, notch filter

Seznam použitých symbolů a zkratek

A/D	analogově digitální (číslicový) převodník
ARC	aktivní filtr s prvky R (rezistor) a C (kondenzátor)
Ag-AgCl	stříbro-stříbro chlorid, materiál povrchových biopotenciálových elektrod
aV	(angl. augmented Voltage) zesílené napětí, označení svodu
BP	(angl. Band Pass) filtr typu dolní propust
BS	(angl. Band Stop) filtr typu dolní propust
DAU	(angl. Data Aquisition Unit) jednotka pro sběr dat
EEG	elektroencefalogram, elektroencefalograf
EKG	elektrokardiogram, elektrokardiograf
EMG	elektromyograf, elektromyogram
HP	(angl. High Pass) filtr typu dolní propust
LA	(angl. Left Arm) levá ruka, označení umístění elektrody
LL	(angl. Left Leg) levá noha, označení umístění elektrody
LP	(angl. Low Pass) filtr typu dolní propust
RA	(angl. Right Arm) pravá ruka, označení umístění elektrody
RL	(angl. Right Leg) pravá noha, označení umístění elektrody
USB	(angl. Universal Serial Bus) univerzální sériová sběrnice
V1-V6	označení Wilsonových svodů

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Biologické signály.....	2
2.1	Signál	2
2.2	Klasifikace signálů.....	2
2.3	Biosignál	2
2.4	Snímání bioelektrických signálů.....	3
3	Elektrokardiografie	5
3.1	EKG signál.....	5
3.2	Artefakty při měření EKG.....	5
3.2.1	Biologické artefakty	5
3.2.2	Technické artefakty.....	5
3.3	Elektrokardiografické svody	6
3.3.1	Einthovenovy bipolární končetinové svody.....	6
3.3.2	Goldbergovy semiunipolární svody	7
3.3.3	Wilsonovy unipolární hrudní svody.....	7
3.4	Elektrokardiograf	8
4	Filtrace	9
4.1	Kmitočtové filtry	9
4.2	Možnosti realizace filtrů	9
4.3	Přenos filtru.....	9
4.4	Frekvenční charakteristiky filtrů	10
4.4.1	Amplitudová charakteristika	10
4.4.2	Fázová charakteristika.....	11
4.5	Základní typy selektivních kmitočtových filtrů	12
4.5.1	Dolní propust (LP z angl. low pass).....	12
4.5.2	Horní propust (HP z angl. high pass).....	12
4.5.3	Pásmová propust (BP z angl. bend pass).....	13
4.5.4	Pásmová zádrž (BS z angl. bend stop)	13
4.6	Řád filtru	14

5	Analogové předzpracování EKG signálu.....	15
5.1	Vstupní předzesilovač	15
5.2	Filtr typu horní propust'	16
5.3	Izolační zesilovač	16
5.4	Filtr typu dolní propust'	16
5.5	Notch filtr	16
5.6	Zesilovač s proměnným zesílením	16
6	Návrh a řešení modulu pro filtraci biosignálů.....	17
6.1	Vstupní předzesilovač	18
6.2	Hornopropustný filtr.....	19
6.3	Dolnopropustný filtr.....	20
6.4	Notch filtr	21
6.5	Možnosti nastavení filtrace	22
6.6	Zhotovení modulu - fotografie	23
7	Testování	24
7.1	Testování notch filtru	24
7.2	Testování dolnopropustného filtru	25
7.3	Testování hornopropustného filtru	28
8	Závěr	32
9	Použité zdroje.....	33
10	Seznam příloh	34

1 Úvod

V dnešní době, kdy jsou srdečně cévní onemocnění z velké části příčinou náhlých úmrtí, je kladen důraz na monitorovací techniku a správnou diagnostiku v oboru Elektrokardiografie. Klíčovou roli ve správné diagnostice hraje čtení v elektrokardiogramu a správná detekce a identifikace srdečních vad a anomálií. K tomu, aby mohl být EKG signál co nejkvalitněji zobrazen, je zapotřebí z něj odfiltrovat rušivé vlivy, které znehodnotí diagnostické hodnoty signálu. Tyto vlivy (také nazývány artefakty) mohou být dvojího původu a to biologického a technického. Ať už se jedná o kterýkoliv z artefaktů, musí být ze signálu odstraněny, aby nedošlo ke špatnému vyhodnocení zdravotního stavu pacienta.

Cílem této práce je vytvořit jednoduchý výukový modul pro filtraci EKG signálu, který bude kompatibilní s konektorem jednotky pro sběr dat bmeng DAU. Na tuto jednotku je možné zároveň připojit i pletysmografický modul, takže lze snímat současně i stav cévního řečiště. V jednotce DAU budou data digitalizována a přes USB kabel vedena do počítače k zobrazení. Na modulu budou u každého filtru přepínače, kterými bude možno volit z několika hodnot hraničních frekvencí filtru a sledovat, jak se snímaný signál v důsledku změny volby filtrace mění. Budou zvoleny i záměrně nesprávné hodnoty filtrace, a to z toho důvodu, aby si studenti uvědomili, jak je důležitá vhodná úprava signálu a jaký negativní dopad může mít na signál špatná volba jeho filtrace. Součástí této práce bude zpracování laboratorní úlohy, na které se studenti naučí základní metody elektrokardiografie, vyzkouší si měření a osvojí si metodiku filtrace.

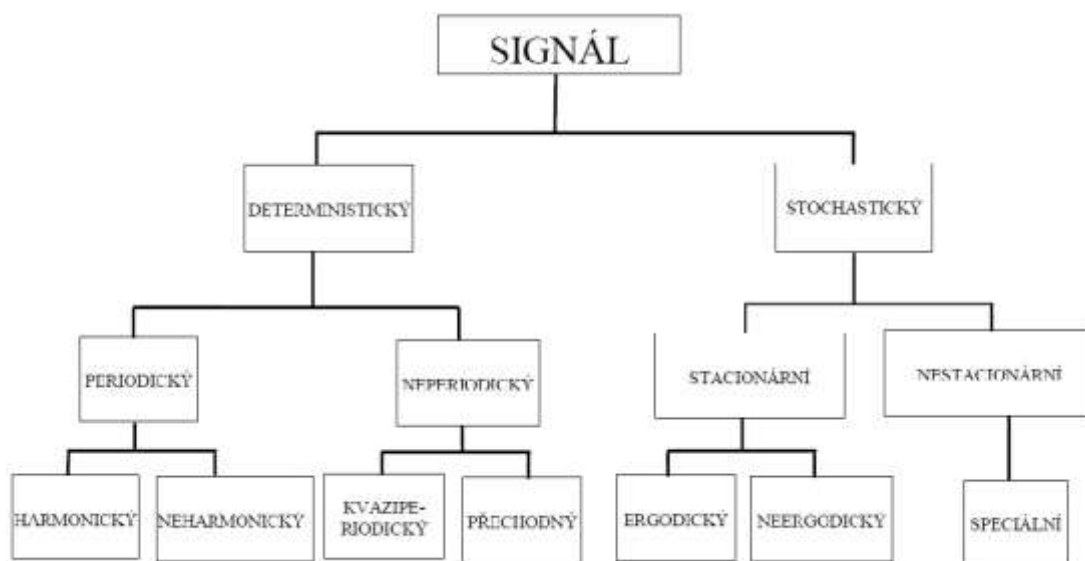
2 Biologické signály

2.1 Signál

Signál má informační hodnotu, která je v něm zakódovaná. Přesto, že signál sám o sobě nese určitou informaci, je současně nesen nosičem. Tento nosič má fyzikální charakter. Dá se tedy říct, že signál je fyzikální veličina měnící se v čase. Matematicky je signál popsán jako funkce jedné nebo více proměnných [2], [4].

2.2 Klasifikace signálů

Signály, podle Cohena, rozdělujeme na deterministické a stochastické. *Deterministický* signál je takový signál, který lze popsat explicitními matematickými vztahy, jeho průběh známe dopředu, můžeme ho tedy predikovat. Vzor *stochastického* (náhodného) signálu se navzájem liší, mají ale stejné statistické vlastnosti, popsány jsou pouze pravděpodobností výskytu (nejčastěji Gaussovým normálním rozložením hustoty pravděpodobnosti) a statickými momenty. Zvláštní skupinou jsou *kvaziperiodické* signály, které nejsou ani deterministické ani stochastické. Tyto signály nejsou periodické, ale mají diskretní popis ve frekvenční oblasti. Mezi tyto signály se řadí většina biologických signálů, například EKG [2], [3].



Obrázek 2-1 Klasifikace signálů (Cohen) [2]

2.3 Biosignál

Tkáně lidského těla jsou charakteristické vlastnostmi, jako je elektrický odpor, vodivost, kapacita a permitivita. Projevem funkce tkání lidského organismu je změna koncentrace iontů v důsledku metabolických procesů. To se projevuje jako změna potenciálů, kterou označujeme pojmem *biosignál*. Biosignál může být vyvolán životními projevy organismu, takový signál

označujeme jako *nativní* (elektrokardiografický signál, myopotenciály, akční potenciály atd...), lze jej však také vyvolat uměle, a to fyzikálním působením z vnějšího prostředí na organismus. Tyto uměle vyvolané signály nazýváme *evokované potenciály*, řadí se sem například i bioimpedanční signály. Biologické signály mohou být různého charakteru, nemusí se vždy jednat o elektrický signál, tvořící největší skupinu snímaných biosignálů používaných pro běžnou diagnostiku (EKG, EEG, EMG,...). Zde je přehled nejběžnějších biologických signálů [1], [3], [4]:

- **Bioelektrický**
- **Bioimpedanční**
- **Biomagnetický** (měření magnetických polí orgánů)
- **Biomechanický** (krevní tlak, srdeční výdej)
- **Bioakustický** (srdeční ozvy)
- **Biochemický** (koncentrace O_2 , CO_2 v krvi)
- **Ostatní biosignály** (teplota)

Bioelektrický signál

Bioelektrický signál má původ v elektrických dějích, které probíhají na membránách dráždivých buněk. Současnou činností těchto buněk pak vzniká bioelektrický signál. Tyto signály se dají měřit na povrchu těla pomocí povrchových elektrod, nebo je možné na některých orgánech měřit biosignál invazivně – a to pomocí podpovrchových mikroelektrod. Nejčastěji snímaným signálem je EKG (elektrokardiogram) – jde o elektrický signál srdce. Podstatou jeho vzniku je změna napětí na membránách vodivých srdečních buněk, což vede ke vzniku akčního potenciálu a ten se šíří dále díky srdečnímu převodnímu systému. Ze záznamu EKG je k možné posoudit, zdali jsou na srdci nějaké poruchy[1].

2.4 Snímání bioelektrických signálů

Je-li signál bioelektrický, není nutné převádět měřenou veličinu z neelektrické na elektrickou. K snímání se používají *biopotenciálové elektrody*, jsou to aktivní snímače, tedy jsou zdrojem signálu (elektrické energie). Elektroda zprostředkovává průchod elektrického proudu mezi pacientem a měřicím přístrojem. Protože elektroda přichází do bezprostředního kontaktu s tělem pacienta, podléhá její materiál a konstrukce přísným kritériím.

Lidské tělo je vodičem druhého řádu (elektrický proud vede díky přesunu iontů v extracelulárních a intracelulárních tekutinách) a v elektrotechnice se k snímání elektrického proudu používají kovy (vodiče prvního řádu, elektrický proud vedou pomocí volných elektronů), snímače (elektrody) proto musí zajistit kvalitní spojení těchto dvou druhů vodičů. Podle typu snímání bioelektrického signálu se elektrody dělí na povrchové, podpovrchové a mikroelektrody. *Povrchové* elektrody jsou zpravidla plošné a přichází do kontaktu s kůží. Vodivé spojení kůže a elektrody je zajištěno pomocí roztoku NaCl ve formě pasty či gelu.

Podpovrchové elektrody (jehlové) pronikají pod kůži do svalů a jiných orgánů, elektrolytem jsou tělní tekutiny příslušné tkáně. *Mikroelektrody* jsou skleněné kapiláry naplněné elektrolytem, používají se převážně na experimentální měření na izolovaných buňkách, elektrolytem je lázeň, ve které se zkoumaná buňka nachází, nebo přímo její intracelulární tekutina.

K přenosu náboje mezi elektrolytem a elektrodou dochází za pomoci chemických reakcí, konkrétně oxidačních a redukčních.

Oxidace je takový děj, kde dochází k uvolnění jednoho či více elektronů z atomu či iontu. Oxidací je i takový děj, kdy dochází ke ztrátě elektronů u elektricky neutrálního atomu kovu. Volné elektrony jsou nosiči náboje, z atomu se pak stává kladný iont (kationt) a ten je následně uvolněn do elektrolytu. Oxidaci lze též zapsat rovnicí (2.1), kde X je obecný symbol pro chemickou látku a n je proměnná, která označuje počet uvolněných elektronů z látky:



Redukce je děj opačný k oxidaci, dochází při něm k tomu, že atom či iont přijímá volné elektrony. Je to i takový děj, kdy záporný iont (aniont) volně se pohybující v elektrolytu přijme jeden či více původně volných elektronů vyskytujících se v kovu elektrody. Tím je aniont neutralizován. Redukci můžeme rovněž popsat rovnicí (2.2), kde tentokrát figuruje proměnná m , která označuje počet aniontem přijatých elektronů:



[1], [4].

3 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je diagnostická metoda, která umožňuje snímání a registraci bioelektrického signálu srdce (EKG). Přístroj, který slouží k snímání EKG signálu, se nazývá elektrokardiograf, výsledný záznam se nazývá elektrokardiogram [1].

3.1 EKG signál

Tento signál vznikající v srdci a šířící se pomocí srdečního převodního systému, reprezentuje srdeční aktivitu, která slouží ke správné funkci srdce. Vzniká v sinusovém uzlu, který se nachází v horní části pravé komory srdeční, odtud se vzruch šíří svalovinou síní do síňokomorového uzlu. Ten za normálních podmínek slouží k regulaci vzruchů ze sinusového uzlu. Dále se vzruch šíří Hisovým svazkem (v srdečním septu), který se větví na Tawarova raménka (levé a pravé) a odtud přechází na srdeční svalovinu, kde vyvolá její kontrakci[5].

3.2 Artefakty při měření EKG

Artefaktem se rozumí taková součást měřeného signálu, která na vyšetřovaném orgánu nemá fyziologický původ. Artefakty dělíme na *biologické* a *technické*.

3.2.1 Biologické artefakty

Mezi nejčastější biologické artefakty patří pohybové artefakty, které vznikají v důsledku nesprávného připevnění elektrody, čímž dochází k jejím pohybům. Důsledky vedou ke změnám přechodu elektroda – elektrolyt, mění se náboj elektrické dvojvrstvy, která se na tomto rozhraní vytvoří. Tím se dočasně mění půlčlankový potenciál, což se projeví jako chyba měření. Dalším biologickým artefaktem je vzájemné působení různých orgánů při měření (např. u EMG signálu jsou artefakty způsobeny okolními svaly). Mezi biologické artefakty rovněž patří artefakty dané biologickými rytmy (např. cirkadiánní rytmy) [1].

3.2.2 Technické artefakty

Technickými artefakty jsou *elektrostatické potenciály* vznikající např. vlivem špatného kontaktu elektrod s pokožkou, vysycháním vodivého gelu, kontaminací biologickým materiálem, změnou prokrvení tkáně v místě, kde dochází ke kontaktu s elektrodou, atd... Tyto artefakty vznikají také při elektrostatických výbojích v blízkosti elektrod. Dalším významným artefaktem je *rušení elektrorozvodnou sítí*, tzv. *síťový brum*. Ten se do užitečného signálu zanáší kapacitními vazbami mezi tělem pacienta a jeho okolím, kapacitami signálového vedení, elektromagnetickou indukcí a parazitními vazbami diagnostických přístrojů. Tento artefakt eliminujeme filtrací za pomoci notch filtru (pásmová zádrž 50Hz). *Impulzní rušivý signál* je dalším technickým artefaktem, který se do užitečného signálu zanáší podobně jako síťový brum. Jeho původci jsou spínané zdroje, elektromotory a zapínání/vypínání elektrických spotřebičů. Obdobné artefakty mohou vznikat i při přepínání voliče svodů s mechanickými přepínači. *Elektromagnetické pole*, které vytváří mobilní telefon, je dalším silným artefaktem, který téměř úplně znemožní správné fungování diagnostického přístroje, proto musí být mobilní telefony

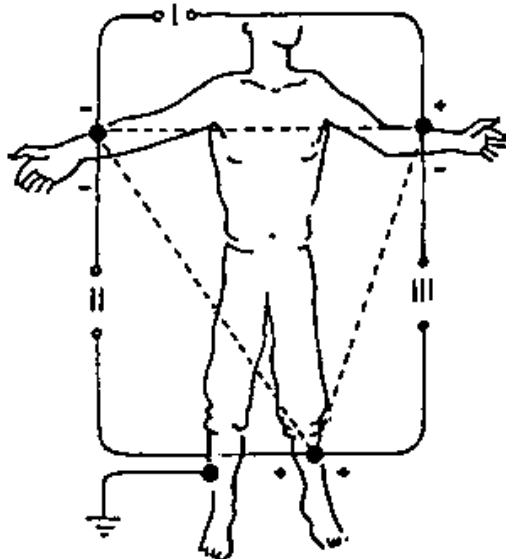
odstraněny z jeho blízkosti. V neposlední řadě se na zarušení užitečného signálu v analogové části vstupních obvodů podílí šum elektronických prvků (tepelný i kontaktní šum) [1].

3.3 Elektrocardiografické svody

Při klasickém snímání EKG (povrchovém, neinvazivním) se používají stříbro-stříbrochloridové nalepovací elektrody. Vodivý gel je v nich již napuštěn, nemusí se proto nanášet na pacienta. Standardně se používá 12-ti svodové EKG, které umožňuje měření napětí mezi různými místy na těle pacienta. Svody se dělí do 3 skupin, pojmenovaných podle autorů. Ze všech těchto svodů se pak tvoří celkový EKG obraz [1].

3.3.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody

Jedná se o bipolární svody, jednotlivé svody, označené římskými číslicemi I, II a III, snímají vždy rozdíl potenciálu mezi dvěma elektrodami. Měřená informace jde přímo na svorky předzesilovače [5].



Na obrázku 3-2 je znázorněno standardizované zapojení bipolárních svodů, uspořádané do tzv. *Einthovenova trojúhelníku*. Elektrody jsou připojeny na končetinách. Aby nedošlo k chybám, jsou elektrody barevně rozlišeny: pravá ruka (označení elektrody LA z angl. left arm) – červená, levá ruka (RA z angl. right arm) – žlutá, levá noha (LL z angl. left leg) – zelená, a na pravé noze (RL z angl. right leg) se nachází zemnicí elektroda, označována černou barvou.

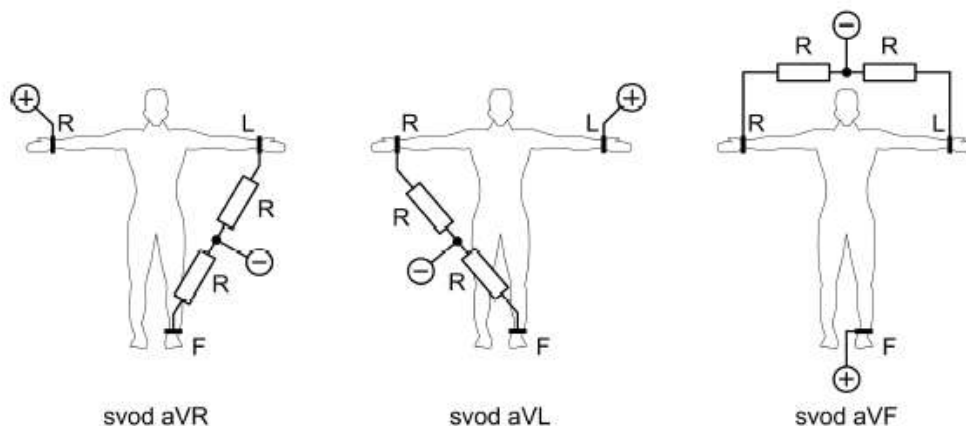
Obrázek 3-1 Einthovenův trojúhelník [6].

Svod I zesiluje rozdíl potenciálů mezi pravou a levou rukou, svod II mezi pravou rukou a levou nohou a svod III zesiluje napětí mezi levou rukou a levou nohou. Mezi těmito bipolárními končetinovými svody platí vztahy:

$$I + II = III \quad I + III = II \quad II + III = I \quad (3.1)$$

3.3.2 Goldbergovy semiunipolární svody

Tyto svody využívají stejných končetinových elektrod jako Einthovenovo zapojení. Registrují rozdíl potenciálu vždy mezi jednou končetinovou elektrodou a průměru napětí dvou ostatních elektrod. Tento průměr je vytvořen jejich spojením do uzlu přes rezistory (5 k Ω), jak je znázorněno na obrázku 3-3.



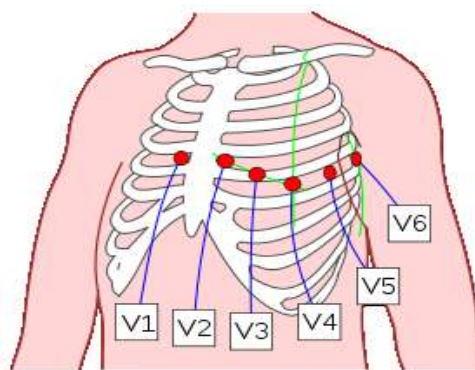
Obrázek 3-2 Zapojení Goldbergových semiunipolárních svodů [3].

Svody jsou označeny předponou aV (z anglického augmented Voltage – zesílené napětí) před každou elektrodou:

- *aVR*, který zesiluje rozdíl potenciálu mezi pravou rukou (na níž je kladná svorka) a průměrem potenciálu levé ruky a levé nohy (záporná svorky)
- *aVL*, zesilující napětí mezi levou rukou (kladná svorka) a průměrem napětí mezi levou nohou a pravou rukou (záporná svorka)
- *aVF* pak zesiluje napětí mezi levou nohou (kladná svorka) a průměrem napětí obou horních končetin (záporná svorka)

3.3.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody

Tyto svody (je jich 6) jsou označeny V1 až V6. Elektrody jsou rozmístěny podle schématu na obrázku 3-4. Elektrody V1 až V6 tvoří vždy kladný pól, záporný pól tvoří tzv. Wilsonova centrální svorka, která je přivedena na invertující vstup zesilovače. Tato svorka je vytvořena spojením tří končetinových elektrod přes odpor 5 k Ω . Wilsonovy hrudní svody, na rozdíl od končetinových svodů zobrazujících elektrickou aktivitu srdce frontálně, tyto svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce horizontálně [1], [5], [6].



Obrázek 3-3 Wilsonovy hrudní svody [7].

3.4 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf je přístroj sloužící ke snímání EKG signálu. Zesílení elektrokardiografu bývá 1000. Pro zobrazení EKG signálu je třeba dodržet standardní podmínky (napěťové a časové měřítko v záznamu). Při záznamu EKG se nastavuje standardní citlivost 10 mm/1 mV a rychlost posuvu záznamového média 25 mm/s. Šířka pásma přenášených kmitočtů je dohodou omezena od 0,05 do 100 Hz. Dolní mez tohoto pásma je nastavena tak, aby se odfiltrovala stejnosměrná a pomalu se měnící složka nežádoucí v užitečném signálu, která je do něj zanášena vlivem pohybových artefaktů a pŕlčlánkového napětí na přechodu elektroda-kůže. Tyto složky mnohonásobně převyšují užitečnou hodnotu signálu, proto je třeba jich signál zbavit. Horní mez je nastavena tak, aby se potlačil vliv myopotenciálů na užitečnou složku signálu. Jelikož se pro snímání EKG používají velkoplošné elektrody, vstupní impedance elektrokardiografu bývá 10 M Ω . S ohledem na používané EKG svody je nutné v přístroji vytvořit Wilsonovu svorku. Svorka je tvořena pomocí odporové sítě, aby se však její odpor neuplatnil na vstupním odporu elektrokardiografu, je umístěna až za předzesilovací částí [5].

4 Filtrace

4.1 Kmitočtové filtry

Kmitočtové (frekvenční) filtry jsou lineární elektrické obvody, jejichž úkolem je výběr kmitočtových složek procházejícího signálu podle jejich nastavených mezních kmitočtů. Filtry propouštějí vybrané kmitočtové složky bez útlumu (tuto oblast nazýváme propustné pásmo), ostatní složky frekvenčního spektra procházejícího signálu potlačují (nepropustné pásmo). Tyto vlastnosti filtru se vyjadřují amplitudovou (nebo též modulovou) frekvenční charakteristikou. Fázové charakteristiky pak znázorňují časové zpoždění signálu při průchodu filtrem v důsledku posunutí fáze [8].

4.2 Možnosti realizace filtrů

Kmitočtové filtry lze realizovat různými způsoby. Prvním z nich je realizace pomocí *diskrétních součástek* (RLC prvky, operační zesilovače) – tyto filtry mají velice jednoduchou konstrukci. Další způsob je realizace filtru v podobě *integrovaného obvodu* – jeho výhodou jsou malé rozměry a dobrá propracovanost, na druhé straně se parametry filtru nedají upravit, musí se dodržet podmínky zapojení od dodavatele. Posledním způsobem je realizace *číslicových filtrů*, kdy se v číslicovém zpracování signál upravuje tak, aby výsledný signál měl po zpětném převodu shodné či lepší vlastnosti jako by prošel klasickým kmitočtovým filtrem.

Podle použitých součástek se dělí filtry na **pasivní** a **aktivní**. *Pasivní filtry* jsou konstruovány výhradně z pasivních RLC prvků. Takto lze realizovat teoreticky libovolný typ filtru, ovšem za cenu toho, že cívky jsou pro nízké kmitočty ztrátové a drahé. Tyto obvody jsou vhodné pro zadrž vyšších frekvencí, na nižší frekvence se téměř nepoužívají. *Aktivní filtry* (ARC) v principu nahrazují pasivní filtry. Kromě pasivních RC prvků se zde využívá aktivních prvků, nejčastěji operačních zesilovačů. Použití těchto filtrů je omezeno na kmitočtové pásmo 0,1 Hz až desítky MHz. Oproti pasivním filtrům mají tu výhodu, že se dají snadněji nastavit a ladit změnou hodnot odporů. Nevýhodou je potřeba napájení aktivních prvků (zesilovačů) [8].

4.3 Přenos filtru

Přenos filtru je definován jako podíl výstupního signálu ke vstupnímu. Do filtru vstupuje harmonický signál o amplitudě napětí U_1 , frekvenci f a fázi φ_1 , na jeho výstupu je opět harmonický signál o amplitudě U_2 , frekvenci f (ta se nezměnil) a fázi φ_2 . Přenos napětí je pak definován komplexním výrazem:

$$K_U = K_U e^{j\varphi} = \frac{U_2 e^{j\varphi_2}}{U_1 e^{j\varphi_1}} \quad (4.1)$$

Častější je ale vyjádření přenosu pomocí modulu a argumentu:

$$K_U = \frac{U_2}{U_1}, \quad \varphi = \varphi_2 - \varphi_1 \quad (4.2)$$

Modul K_U je poměr amplitud výstupního a vstupního signálu a argument φ je výsledný fázový posun, určený rozdílem fází mezi výstupního a vstupního signálu. Modul K_U je bezrozměrné číslo a udává se nejčastěji v logaritmické míře, kdy

$$K_U [\text{dB}] = 20 \log (K_U) \quad (4.3)$$

Díky tomu je možné zobrazit velký rozsah hodnot. Modul a fázi přenosu lze vypočítat jen pro určitou frekvenci harmonického signálu, pro každou frekvenci se spočítá odpovídající přenos. Závislost přenosu na frekvenci je komplexní funkcí frekvence $K_U(j\omega)$, přičemž $\omega=2\pi f$. Přenosová funkce má obecně tvar racionální lomené funkce:

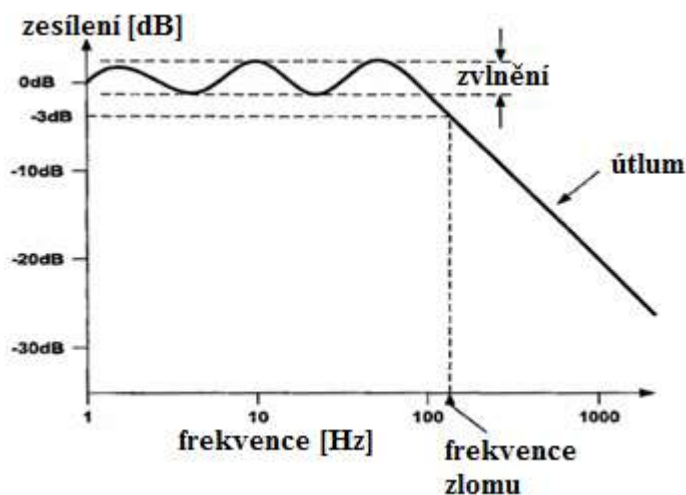
$$K(j\omega) = \frac{a_m(j\omega)^m + a_{m-1}(j\omega)^{m-1} + \dots + a_1 j\omega + a_0}{b_n(j\omega)^n + b_{n-1}(j\omega)^{n-1} + \dots + b_1 j\omega + b_0} \quad (4.4)$$

přičemž řád polynomu čitatele m je menší nebo roven řádu polynomu ve jmenovateli n [8], [9].

4.4 Frekvenční charakteristiky filtrů

4.4.1 Amplitudová charakteristika

Amplitudová charakteristika popisuje chování filtru v souvislosti s jeho odpovědí na frekvenci vstupního signálu. Znázorňuje zesílení amplitudy výstupního signálu v závislosti na jeho frekvenci. Výsledná amplitudu procházejícího signálu se získá vynásobením jeho amplitudy zesílením příslušným pro jeho frekvenci, které je možné odečíst z amplitudové charakteristiky. Příklad amplitudové frekvenční charakteristiky je uveden na obrázku 4-1.



Obrázek 4-1 Příklad amplitudové frekvenční charakteristiky filtru typu dolní propust [10]

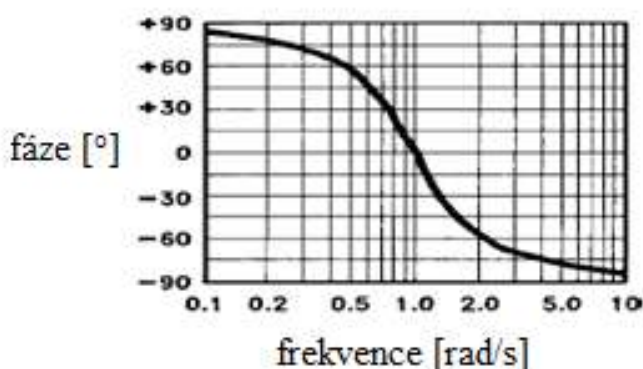
Jedná se zde o Bodeho diagram. Obě osy jsou v logaritmickém měřítku a díky tomu se zobrazuje široká škála frekvencí. Vztah pro přenos v dB je uveden výše (4.3). Na tomto grafu jsou patrné vlastnosti filtru. V praxi zesílení amplitudy v propustném pásmu není nikdy konstantní, jeho hodnota se může měnit. Tento jev se nazývá *zvlnění* (angl. band-pass ripple).

Některé systémy nevyžadují, aby modulová charakteristika byla hladká, ale zvlnění musí být limitováno maximální hodnotou (většinou do 1 dB a méně). Míra zvlnění je dána typem filtru a typem použité aproximace. Zvlnění může nastat i v pásmu potlačení, ale není až tak důležité, pokud jsou frekvence v tomto pásmu dostatečně potlačeny. Dále na uvedené charakteristice je znázorněna *frekvence zlomu* (angl. Conner frequency, nebo cut-off frequency). Je to frekvence, na které dochází k poklesu/vzrůstu zesílení o 3 dB (což odpovídá 0.707 násobku maximálního zesílení). *Strmost* (angl. attenuation rate) je vlastnost filtru, která ukazuje, jak moc se charakteristika reálného filtru blíží k pravoúhlé charakteristice ideálního filtru. Jedná se o přechod mezi propustným pásmem a pásmem útlumu. Běžně se strmost vyjadřuje v dB na dekádu frekvence. Vysoká míra strmosti je žádoucí vlastností, jelikož pomáhá filtru rozlišit mezi dvěma podobnými frekvencemi. Strmost přímo závisí na řádu filtru, čím vyšší je řád, tím větší je strmost charakteristiky. Např. filtr 1. řádu má strmost 20 dB/dekádu, kdežto filtr 4. řádu bude mít strmost čtyřikrát větší, což odpovídá hodnotě 80 dB/dek.[9],[10].

4.4.2 Fázová charakteristika

Fázová charakteristika znázorňuje fázové posunutí procházejícího signálu filtrem v závislosti na jeho frekvenci. Přímě patrný je fázový posun u sinusového signálu. Pokud jeho frekvence spadá do propustného pásma filtru, pak projde soustavou beze změny amplitudy, pouze se mu posune fáze. Výsledná fáze se získá přičtením fázového posunu příslušného frekvenci procházejícího signálu k jeho počáteční fázi. Fázový posun je možné odečíst z fázové charakteristiky Bodeho diagramu.

U nesinusových signálů není fázový posun přímě patrný. Takový signál lze rozložit na součet sinusových signálů o různých amplitudách a frekvencích, tzv. základní harmonické složky. Tyto složky projdou soustavou zvlášť, výstup soustavy je však roven jejich součtu. Protože je pro každou frekvenci fázový posun jiný, bude na výstupu původní signál (tvořený součtem harmonických složek, které soustavou prošly) zdeformovaný oproti původnímu vstupnímu signálu. Příklad fázové charakteristiky je na obrázku 4-2 [9], [10].



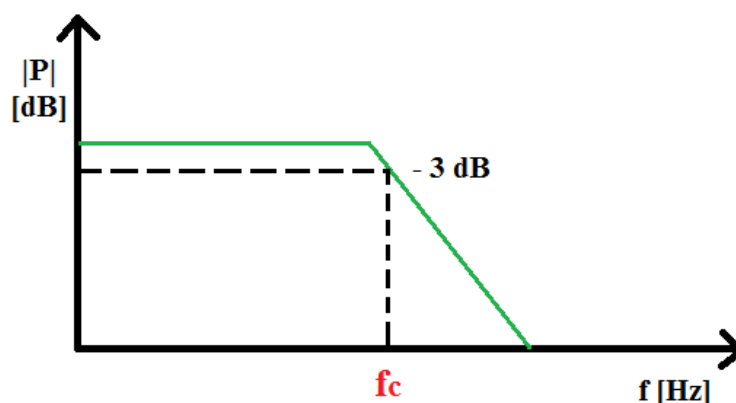
Obrázek 4-2 Příklad fázové frekvenční charakteristiky filtru typu dolní propust' [9]

4.5 Základní typy selektivních kmitočtových filtrů

Tyto filtry mají za úkol potlačení přenosu kmitočtových složek signálu v nepropustném pásmu. Podle rozložení tohoto pásma se rozeznávají tyto typy filtrů:

4.5.1 Dolní propust (LP z angl. low pass)

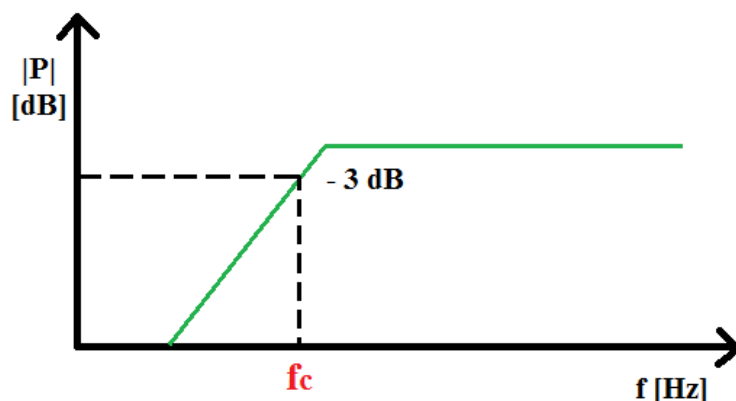
Tento typ filtru propouští nízké frekvence a potlačuje ty, které jsou vyšší než hraniční frekvence f_c . To znamená, že na nízkých frekvencích bude zesílení amplitudy mnohem větší, než u frekvencí překračujících f_c (tam bude zesílení nulové, nebo se bude aspoň nule blížit). V praxi se používá např. jako tzv. antialiasingový filtr, který se zařazuje před A/D převodník, aby nedošlo k podvzorkování signálu při převádění z analogové formy do digitální.



Obrázek 4-3 Příklad amplitudové charakteristiky dolní propusti [10].

4.5.2 Horní propust (HP z angl. high pass)

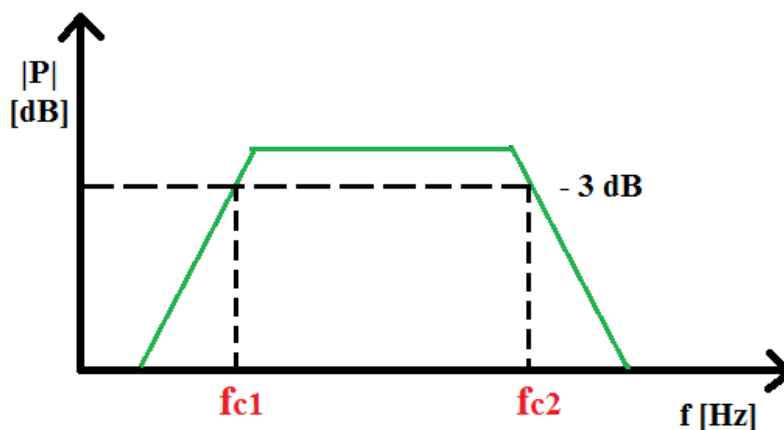
Tento typ filtru je opakem dolnoproputného, potlačuje nižší frekvence než je hraniční kmitočet f_c , složky vyšší propouští. Zesílení je tedy mnohem větší na vyšších frekvencích. Používá se k odstranění velmi nízkých frekvencí, např. rázů, které mohou ovlivnit užitečný signál.



Obrázek 4-4 Příklad amplitudové charakteristiky horní propusti [10].

4.5.3 Pásmová propust (BP z angl. bend pass)

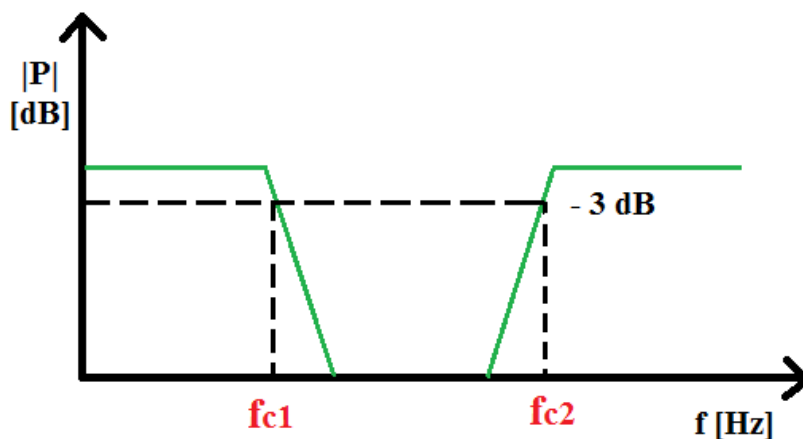
Tento typ filtru propouští pouze určité pásmo frekvencí, které je vymezené kmitočty f_{C1} a f_{C2} , ostatní frekvence, ležící mimo vymezené pásmo, jsou potlačeny. Propustné pásmo je symetrické okolo tzv. centrální frekvence.



Obrázek 4-5 Příklad amplitudové charakteristiky pásmové propusti [10].

4.5.4 Pásmová zádrž (BS z angl. bend stop)

Pásmová zádrž je opakem pásmové propusti, potlačuje frekvence v určitém pásmu vymezeném kmitočty f_{C1} a f_{C2} , pásmo zádrže je rovněž symetrické podle centrální frekvence. Tento typ filtru se používá, když je třeba z frekvenčního spektra odstranit jednu určitou rušivou složku, např. rušení elektrorozvodnou sítí 50Hz. Nazývá se též notch filtr (z anglického notch = zářez, myšleno ve frekvenčním spektru) [8], [10].



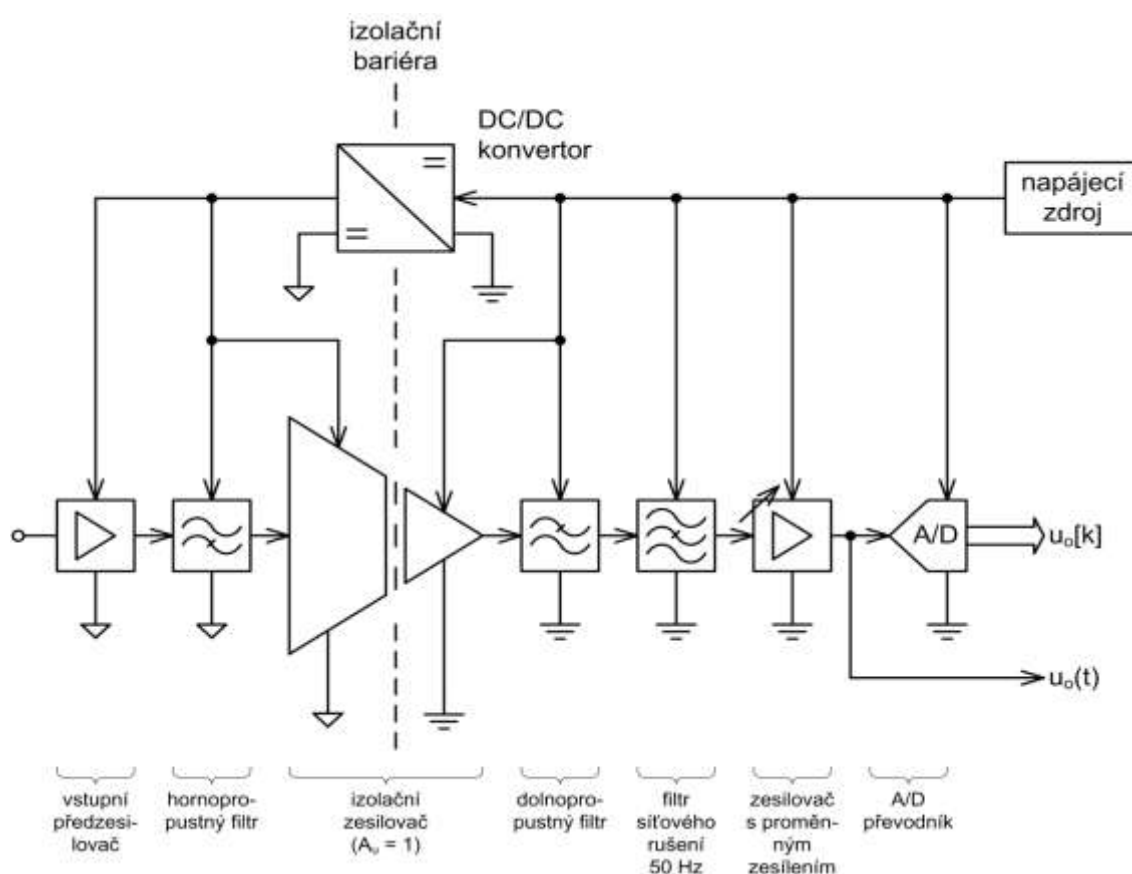
Obrázek 4-6 Příklad amplitudové charakteristiky pásmové zádrže [10].

4.6 Řád filtru

Řád filtru označuje složitost jeho zapojení, obvykle je řád roven součtu počtu kondenzátorů a cívek. Čím vyšší je řád filtru, tím víc se modulová frekvenční charakteristika blíží charakteristice ideálního filtru (zvyšuje se její strmost), tzn., zvyšuje se potlačení přenosu v nepropustném pásmu, na úkor zvyšování složitosti filtru a jeho ceny. Proto se při návrhu filtru volí optimální kompromis [8].

5 Analogové předzpracování EKG signálu

Analogovým předzpracováním se označuje úprava signálu jeho zesílením a filtrací do takové podoby, aby se dal dále dobře zpracovávat. Signál je vždy nutné zesílit na úroveň dostačující pro A/D převodník, musí se taky dodržet frekvenční rozsah signálu, jehož frekvence nesmí překročit polovinu vzorkovací frekvence f_{vz} A/D převodníku. Signálový řetězec jednokanálového předzpracování je tvořen vstupním předzesilovačem, filtrem typu horní propust', izolačním zesilovačem, filtrem typu dolní propust' a notch filtrem s nastavitelným zesílením. Poté následuje analogově – digitální převodník a za ním už jen číslicové zpracování signálu za účelem zobrazení, záznamu či přenosu měřeného signálu. Schéma signálového řetězce je znázorněno na obrázku 5-1 [1].



Obrázek 5-1 Signálový řetězec analogového předzpracování EKG signálu [3].

5.1 Vstupní předzesilovač

Jedná se většinou o přístrojový zesilovač s diferenčním vstupem, na kterém se odfiltruje *souhlasné napětí* (napětí společné oběma vstupům). Tento zesilovač slouží k impedančnímu přizpůsobení. Zdrojem signálu, který jde do vstupů zesilovače, jsou biopotenciálové elektrody. U povrchových elektrod používaných při snímání EKG (Ag-AgCl) je jejich maximální přechodový odpor na rozhraní kůže-elektroda 100kΩ. U mikroelektrod a podpovrchových

elektrod dosahuje tento přechodový odpor hodnoty až $10\text{M}\Omega$, v důsledku toho musí mít předzesilovač vstupní odpor alespoň v řádech $\text{M}\Omega$, dnešní zesilovače dosahují hodnoty vstupního odporu až $\text{G}\Omega$. Zesílení zesilovače nesmí být příliš velké, protože v signálu je obsažena spousta rušivých složek a vlivem jejich zesílení by mohlo dojít k saturaci zesilovače. Zesílení obvykle nabývá hodnot 1 až 10 [1].

5.2 Filtr typu horní propust'

Tento filtr potlačuje stejnosměrné a pomalu se měnící složky vstupního signálu. Jednou z těchto složek bývá půlčlankové napětí. Toto napětí vzniká při snímání na biopotenciálových elektrodách a mnohonásobně převyšuje velikost užitečného signálu, projeví se na vstupu předzesilovače jako stejnosměrné rozdílové napětí s maximální hodnotou 500 mV. Dalším typem rušení, které filtruje hornopropustný filtr, jsou pohybové artefakty. Ty se projevují jako pomalu se měnící složka rozdílového napětí s frekvencí do 1 Hz. Tyto artefakty vznikají pohybem elektrod, což způsobuje změnu půlčlankového potenciálu [1].

5.3 Izolační zesilovač

Tento prvek neslouží k zesílení signálu, jeho zesílení je tedy $A_U=1$. Vytváří tzv. izolační bariéru, která má tyto funkce: zabráňuje vzniku zemních smyček, které by mohly unikajícím proudem ohrozit pacienta; ochrana pacienta před napětiovým průrazem; ochrana obvodů na výstupu před defibrinačními impulzy nebo vysokým napětím, které se může objevit na vstupu při použití elektrochirurgických přístrojů; zamezení přenosu rušení z výstupních obvodů do vstupních galvanickou vazbou [1].

5.4 Filtr typu dolní propust'

Tímto filtrem se omezí frekvenční rozsah signálu na užitečný. U většiny biosignálů jsou propouštěny frekvence do 300 Hz. U EKG pro diagnostickou hodnotu postačí propustit frekvence do 100 Hz, kde se potlačí rušivá složka myopotenciálů. Dolnopropustný filtr se umísťuje za izolační bariéru z toho důvodu, aby odstranil rušivou složku na výstupu izolačního zesilovače (desítky kHz), která vzniká přenosem signálu přes izolační bariéru modulací a demodulací. LP filtr také slouží k tomu, aby v A/D převodníku nedošlo k tzv. *antialiasingu* neboli podvzorkování. Hlídá, aby procházející frekvence nebyla vyšší než polovina vzorkovací frekvence A/D převodníku. Proto je umístován těsně před převodník [1].

5.5 Notch filtr

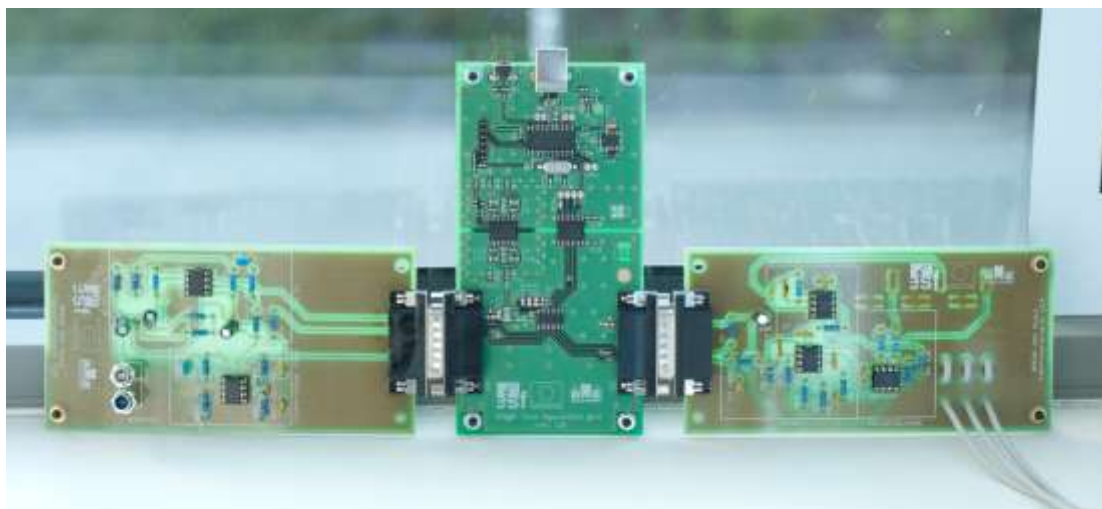
notch filtr nebo taky *filtr síťového rušení* slouží k potlačení rušení elektrorozvodné sítě 50 Hz. Je to filtr typu pásmová zádrž [1].

5.6 Zesilovač s proměnným zesílením

Tento zesilovač realizuje největší část zesílení celého řetězce. Zesílení se nastavuje podle potřeby, celkově by však mělo být 1000 [1].

6 Návrh a řešení modulu pro filtraci biosignálů

Navržený modul je jednou ze součástí programu *Výuková sada biomedicínského inženýrství bmeng KIT*. Konektor modulu je kompatibilní s konektorem dalšího modulu, jež zajišťuje digitální zpracování naměřených dat bmeng DAU. Tento modul je pak USB kabelem napojen do počítače. Celá původní výuková sada je zobrazena na obrázku 6-1.



Obrázek 6-1 Výuková sada bmeng KIT, vpravo původní modul pro měření EKG, vlevo modul pro měření pletysmografie, uprostřed jednotka pro sběr dat bmeng DAU

Nový modul je navržen jako výukový, slouží ke snímání bioelektrického signálu ze srdce pomocí povrchových elektrod. Účelem je, aby se student seznámil s diagnostickou metodou elektrokardiografie a vyzkoušel si různé možnosti filtrace (což mu je umožněno přepínáním kondenzátorů) a mohl tak vidět, do jaké míry ovlivňuje nastavený hraniční kmitočet vlastnosti filtrovaného signálu.

Návrh vychází z již existujícího modulu. Nový návrh ten původní upravuje a to především v oblasti filtrace, kde jsou zvoleny jiné hodnoty kmitočtů, a oproti původnímu návrhu je zde více součástek (kondenzátorů), což umožňuje různé možnosti nastavení propouštěného pásma frekvencí. Taktéž je do návrhu přidán notch filtr na 50 Hz, který je možno mít připojený, nebo odpojený.



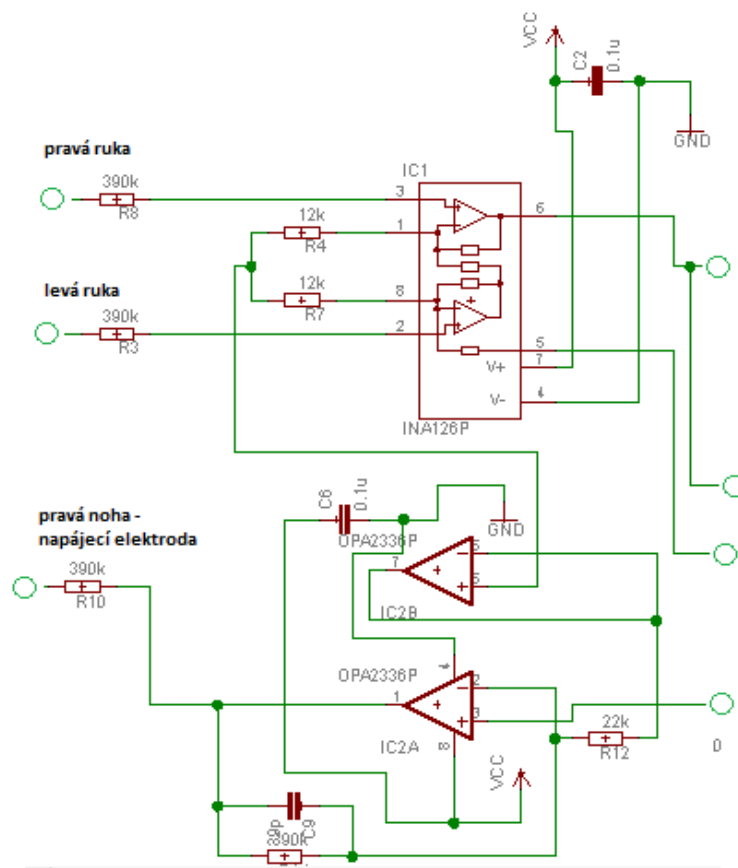
Obrázek 6-2 Blokové schéma navrženého řešení modulu pro filtraci biosignálů

6.1 Vstupní předzesilovač

Blok vstupního předzesilovače je realizován pomocí přístrojového zesilovače INA126 firmy Texas Instruments, který je převzat z původního návrhu. Tento zesilovač slouží jako impedanční přizpůsobení, toho je zapotřebí, protože při snímání EKG vzniká na rozhraní elektroda-pokožka velký přechodový odpor (až 100 kΩ a více), musí se tedy na vstupu měřicího řetězce zajistit co možná největší odpor (až GΩ). Vstup přístrojového zesilovače je diferenční, slouží tedy mimo jiné k odstranění souhlasného napětí, které se indukují současně na oba vstupy zesilovače. Zesílení nesmí být příliš velké (optimálně 1-10), aby nedošlo k saturaci zesilovače rušivými složkami (které ještě nejsou ze signálu odfiltrovány) a tím ztrátě informací. V tomto novém návrhu je zvoleno zesílení $G = 8,33$. Vzorec pro výpočet je uveden v datasheetu zesilovače INA 126 [11]. Zesílení se nastavuje rezistorem R_G (12 kΩ + 12 kΩ) mezi svorkou 1 a 8 a vypočte se podle vzorce (6.1).

$$G = 5 + \frac{80 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (6.1) [11]$$

Důležitou součástí impedančního přizpůsobení je tzv. napájení pravou nohou. Na pacienta jsou připojeny 2 snímací elektrody (levá a pravá ruka) a jedna napájecí (pravá noha). Pacient není nikde uzemněn, je ale napájen opačným napětím, než je absolutní hodnota souhlasného napětí na vstupu končetinových elektrod. Dosáhne se tím lepší kvality signálu na vstupu, který je méně zatížen šumem. Tohle zapojení (6-3) je převzato z původního návrhu [3].



Obrázek 6-3 Schéma zapojení impedančního přizpůsobení a napájení pravou nohou

6.2 Hornopropustný filtr

Hornopropustný filtr je realizován jako aktivní dolnoproputný filtr 1. řádu s operačním zesilovačem OPA2336 [12] firmy Texas Instruments, který je přiveden do zpětné vazby přístrojového zesilovače INA126. Schéma zapojení je na obrázku 6-4. LP filtrem se separují frekvenční složky, které je třeba ze signálu odstranit. Ty se pak přivedou do zpětné vazby přístrojového zesilovače a jsou odečteny od frekvenčního spektra vstupního signálu. Tím se dosáhne stejného efektu, jako by byl použit hornopropustný filtr. Tento návrh je opět převzat z původního návrhu [3]. Oproti původnímu návrhu zde došlo k úpravě filtru, kde byly přidány kondenzátory a přepínač, kterým lze měnit mezní frekvenci. Jako možnosti nastavení mezní frekvence byly zvoleny tyto hodnoty: 0,1 Hz, 1 Hz a 10 Hz. Mezní frekvenci filtru lze vypočítat podle rovnice (6.2), kde hodnotě rezistoru R odpovídá ve schématu rezistor R_9 .

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6.2)$$

Hodnota hraniční frekvence 0,1 Hz je dostatečně velká, aby se odfiltrovaly stejnosměrné složky napětí a půlčlankový potenciál vzniklý na rozhraní elektroda-kůže, který se projevuje jako stejnosměrné rozdílové napětí o velikosti až 500 mV. Hraniční frekvence 1 Hz zajistí, že se navíc odfiltrují pomalu se měnící složky signálu způsobené pohybovými artefakty a změnou

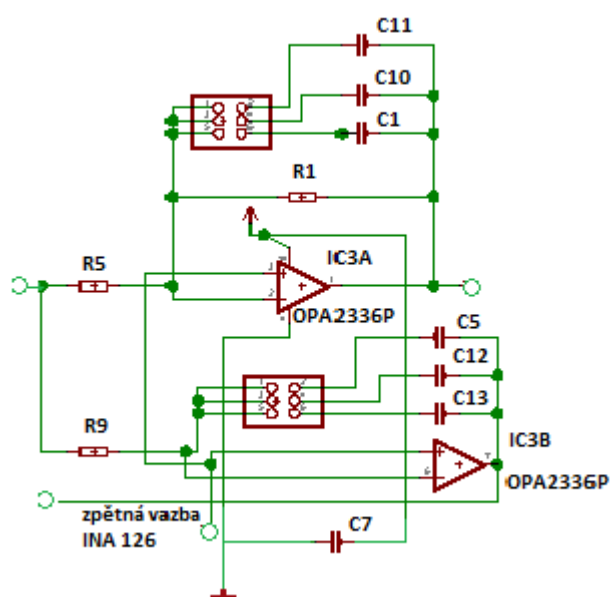
přechodového odporu elektrod (způsobený pohybem elektrod a jejich nesprávným přilepením) a rovněž se odfiltruje dechová křivka, jejíž frekvence se pohybuje okolo 0,2 Hz při klidném dýchání (12 dechů/min). Hraniční frekvence 10 Hz je zvolena záměrně tak, aby byl filtrovaný signál znehodnocen a tím byla demonstrována důležitost volby správné filtrace EKG signálu pro diagnostiku.

6.3 Dolnoproustný filtr

Dolnoproustný filtr je navržen jako aktivní filtr prvního řádu. Operační zesilovač je opět OPA 2336 [12], stejně jako u hornoproustného filtru. Schéma zapojení filtru je na obrázku 6-4. Oproti původnímu návrhu je upraven filtr (stejně jako v případě hornoproustného filtru), k němuž jsou přidány kondenzátory a přepínač pro volbu jedné z hraničních frekvencí. V tomto bloku je realizována největší část zesílení celého řetězce, konkrétně $G = -256,4$. Při použití původně zamýšleného zesílení dolnoproustného filtru $G = -120$ bylo při testování zjištěno, že EKG signál není příliš čitelný, bylo tedy nutné toto zesílení upravit tak, aby celkové zesílení dosahovalo přibližně hodnoty $G = -2000$, při němž by byl (podle předpokladu) signál již dobře čitelný. To je provedeno změnou hodnoty rezistoru R_5 na hodnotu 39 k Ω a testováním se následně prokázalo, že tato volba zesílení již byla správná. Zesílení dolnoproustného filtru se nastavuje rezistory R_1 a R_5 , vypočte se pak podle rovnice (6.3).

$$G = -\frac{R_1}{R_5} \quad (6.3)$$

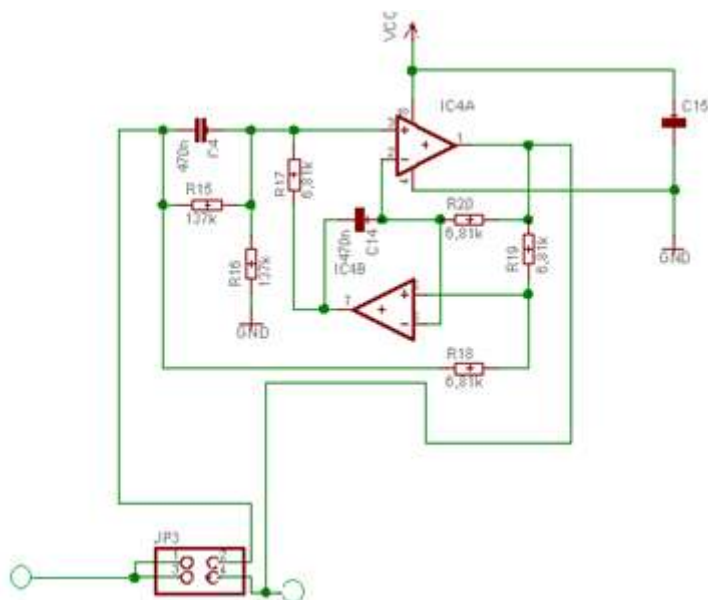
Zesílení jednotlivých bloků se násobí, celkové zesílení je tedy $G = -2135$. Je patrné, že zesílení je invertující, proto je nutné při měření počítat s otočením elektrod [3]. U filtru je možné měnit horní mezní frekvenci propustného pásma, na výběr je z frekvencí: 40 Hz, 100 Hz a 300 Hz. Pro nastavení všech jmenovaných frekvencí však nebyly dostupné vhodné hodnoty kondenzátorů, musely být proto frekvence upraveny podle rovnice (6.2), a to na hodnoty: 48,2 Hz, 106,1 Hz a 338,6 Hz. Frekvence 48,2 Hz je postačující pro zachování diagnostické hodnoty signálu a rovněž odstraňuje ze signálu elektromyografické artefakty ležící v pásmu frekvencí blízkých 100 Hz, které jsou způsobeny pohybem pacienta. Tato horní mezní frekvence je vhodná pro zátěžové testy a pro dlouhodobé monitorování. Mezní frekvence 100 Hz (v tomto případě 106,1 Hz) se běžně používá při monitoringu, kdy se předpokládá, že je pacient v klidu a nehýbe se. Do frekvence 300 Hz (v tomto návrhu odpovídající frekvence 338,6 Hz) je snímána většina biologických signálů, tudíž může být EKG signál silně zarušen jinými biologickými signály. Tato frekvence je rovněž v tomto novém návrhu zvolena záměrně tak, aby se demonstrovala důležitost správného rozsahu frekvenčního pásma pro snímání EKG signálu.



Obrázek 6-4 Schéma zapojení DP filtru (nahore) a HP filtru (dole)

6.4 Notch filtr

Do návrhu je přidán notch filtr, navržený jako aktivní filtr prvního řádu na frekvenci 50 Hz. Návrh byl proveden v programu FilterPro V2.0. Je možné jej pomocí přepínače mít buď zapnutý, nebo vypnutý.



Obrázek 6-5 Schéma zapojení notch filtru 50 Hz

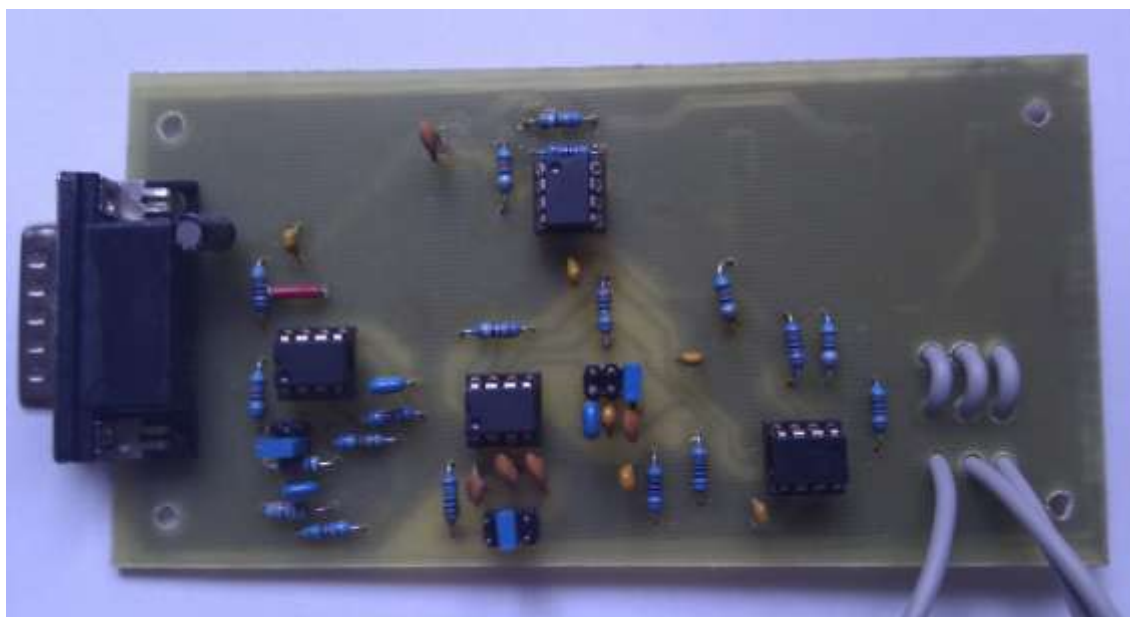
6.5 Možnosti nastavení filtrace

V tabulce 6-1 jsou zaznamenány všechny možnosti nastavení propustného pásma celého modulu, které lze nastavit při filtraci snímaného signálu.

možnost	HP f_c [Hz]	LP f_c [Hz]	notch
1.	0,1	48,2	On
2.	0,1	48,2	Off
3.	0,1	106,1	On
4.	0,1	106,1	Off
5.	0,1	338,6	On
6.	0,1	338,6	Off
7.	1	48,2	On
8.	1	48,2	Off
9.	1	106,1	On
10.	1	106,1	Off
11.	1	338,6	On
12.	1	338,6	Off
13.	10	48,2	On
14.	10	48,2	Off
15.	10	106,1	On
16.	10	106,1	Off
17.	10	338,6	On
18.	10	338,6	Off

Tabulka 6-1 Všechny možnosti nastavení filtrace modulu

6.6 Zhotovení modulu - fotografie



Obrázek 6-6 fotografie zhotoveného modulu pro filtraci biologických signálů



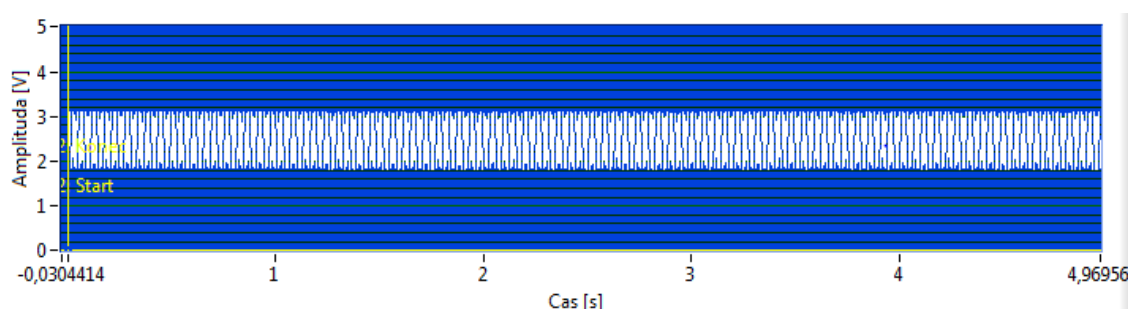
Obrázek 6-7 Fotografie zhotoveného modulu připojeného na jednotku bmeng DAU

7 Testování

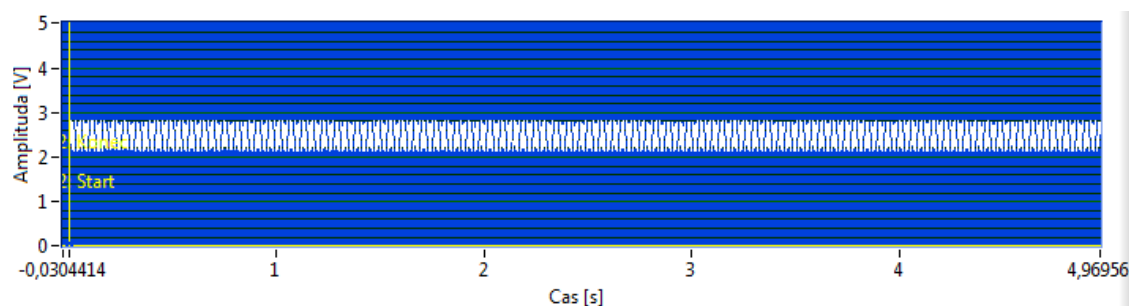
Modul byl připojen na jednotku bmeng DAU a ta byla napojena přes USB kabel do počítače. Testování se provádělo v programu ECGPPGonline, kde byly naměřeny záznamy při jednotlivých nastaveních filtrů. Data z tohoto programu pak byla dále zpracována v programu MATLAB R2009b, kde byla vyhodnocena amplitudová spektra jednotlivých záznamů.

7.1 Testování notch filtru

Modul byl připojen na simulátor FLUKE IMPULSE 7000DP a na něm byla nastaveno rušení o frekvenci 50 Hz. Na obrázku 7-1 je zaznamenán signál jdoucí z modulu při vypnutém notch filtru. Na obrázku 7-2 je záznam signálu při zapnutém notch filtru. Filtr neodstranil tuto rušivou složku úplně, ale je patrné, že došlo k eliminaci rušení.

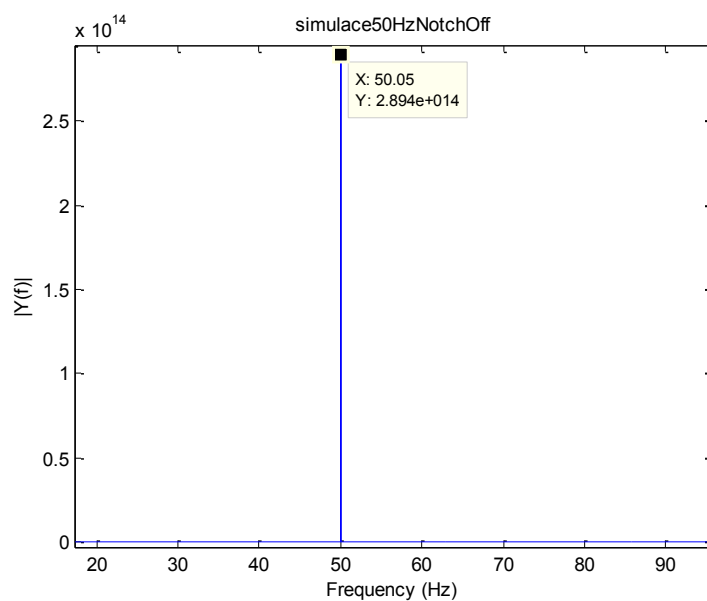


Obrázek 7-1 Záznam rušení 50 Hz ze simulátoru, notch Off

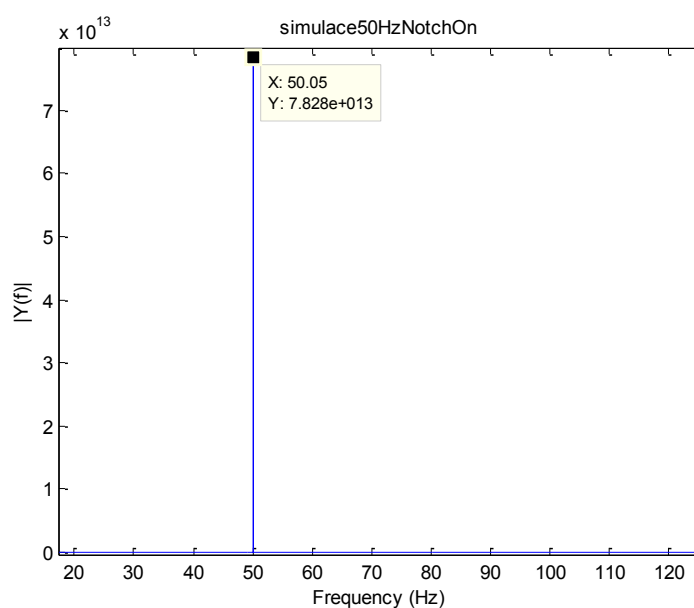


Obrázek 7-2 Záznam rušení 50 Hz ze simulátoru, notch On

Ze záznamů byla v programu MATLAB vyhodnocena diskrétní amplitudová spektra aby bylo možné porovnat, do jaké míry eliminuje filtr nežádoucí rušení na frekvenci 50 Hz. Tato spektra jsou na obrázcích 7-3 a 7-4. Je patrné, že notch filtr omezil vliv rušivého signálu na frekvenci 50 Hz. Amplituda rušivé složky ve spektru na frekvenci 50 Hz bez notch filtru dosahuje hodnoty $2,894 \cdot 10^{14}$, po aplikaci notch filtru na rušivý signál je amplituda rušivé složky ve spektru $7,828 \cdot 10^{13}$. To představuje zmenšení 3,69 krát.



Obrázek 7-3 Amplitudové spektrum notch Off

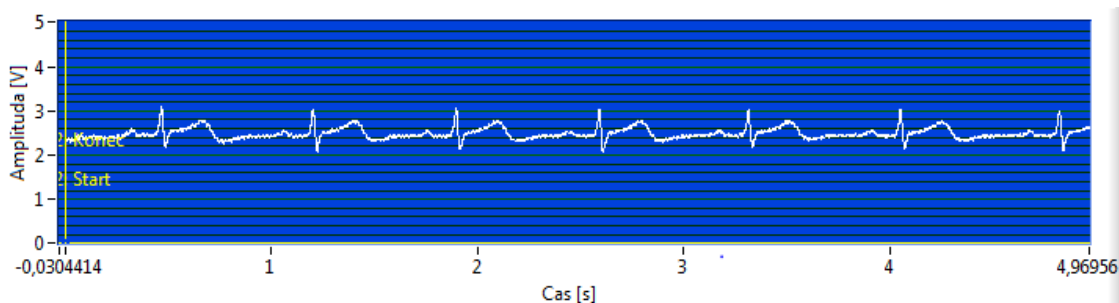


Obrázek 7-4 Amplitudové spektrum notch On

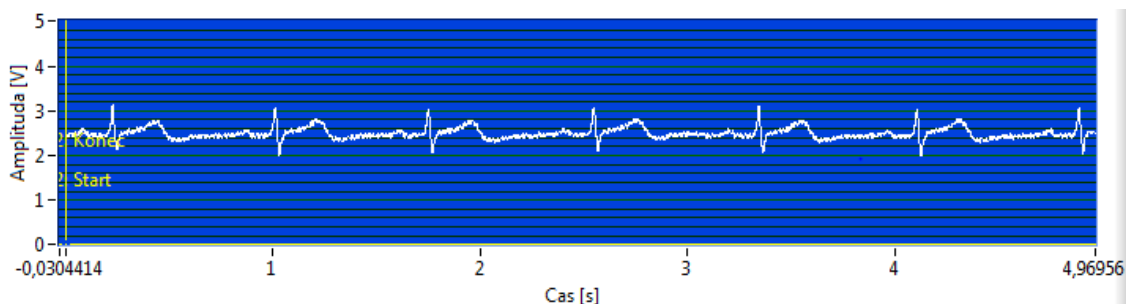
7.2 Testování dolnoproustného filtru

K otestování dolní propusti byl modul připojen na figuranta za pomoci končetinových elektrod. Snímán byl vždy I. Einthovenův svod, jedná se tedy o rozdíl potenciálů mezi pravou a levou horní končetinou. Jak již bylo řečeno v předchozí kapitole o návrhu a realizaci, celkové zesílení je invertující, je tedy třeba prohodit elektrody pro snímání z pravé a levé horní

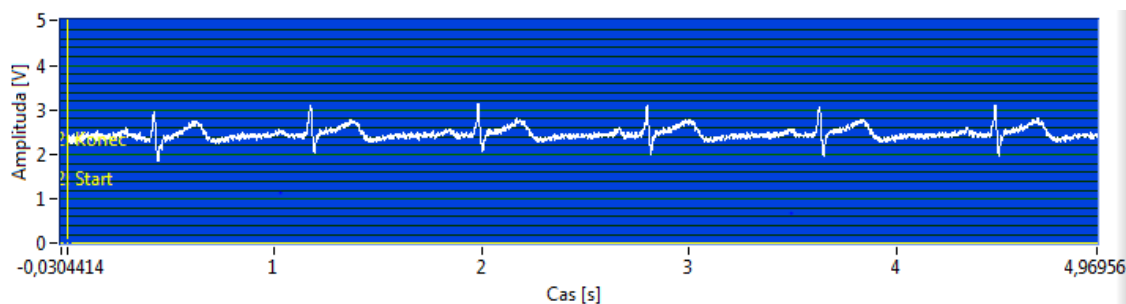
končetiny mezi sebou tak, aby byl signál zobrazován správně. Na modulu byla nastavena frekvence horní propusti 1 Hz a postupně se přepínačem měnily frekvence dolní propusti. Výsledky jsou zaznamenány na obrázcích 7-5, 7-6 a 7-7. Ze záznamů byla vyhodnocena i amplitudová spektra pro lepší posouzení funkčnosti jednotlivých filtrů.



Obrázek 7-5 Záznam při filtraci LP 40 Hz

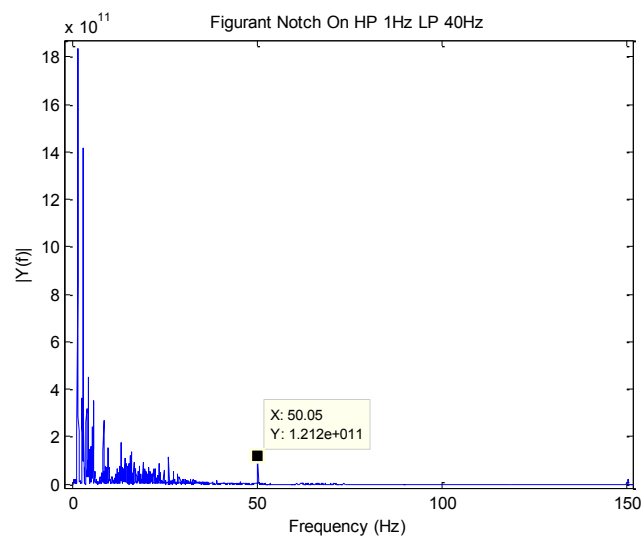


Obrázek 7-6 Záznam při filtraci LP 100 Hz

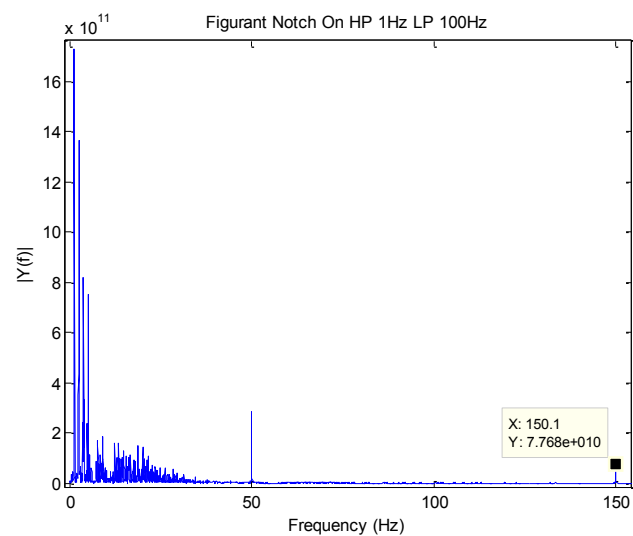


Obrázek 7-7 Záznam při filtraci 300 Hz

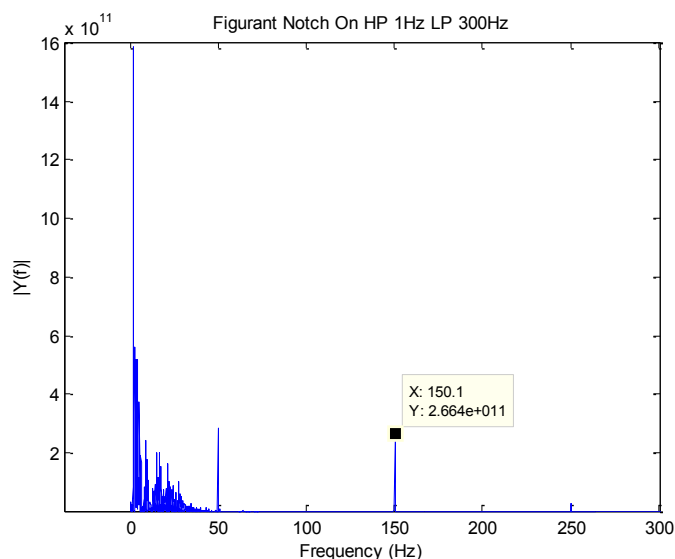
Při nastavení dolní propusti (dále jen LP) na hodnotu hraniční frekvence 48,2 Hz je signál jen málo zašuměn síťovým rušením 50 Hz, při nastavení LP na 106,1 Hz podle očekávání ovlivní toto rušení signál ve větší míře a nejvíce se projevuje při LP na 338,6 Hz.



Obrázek 7-8 Amplitudové spektrum signálu při filtraci LP 40 Hz



Obrázek 7-9 Amplitudové spektrum signálu při filtraci LP 100 Hz

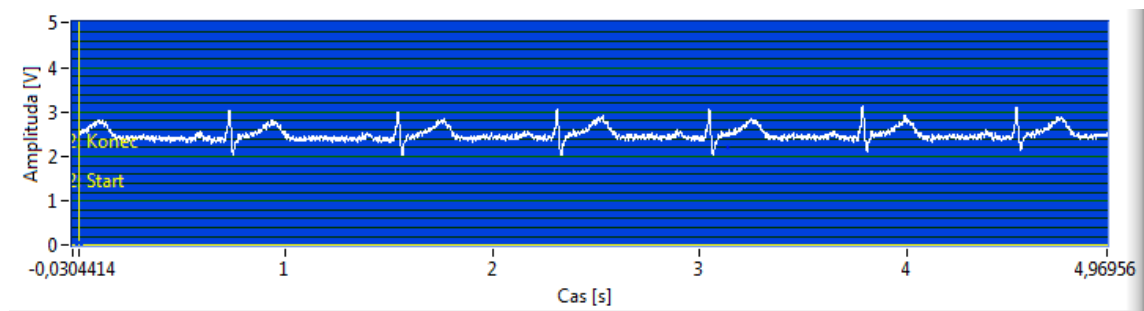


Obrázek 7-10 Amplitudové spektrum signálu při filtraci LP 300 Hz

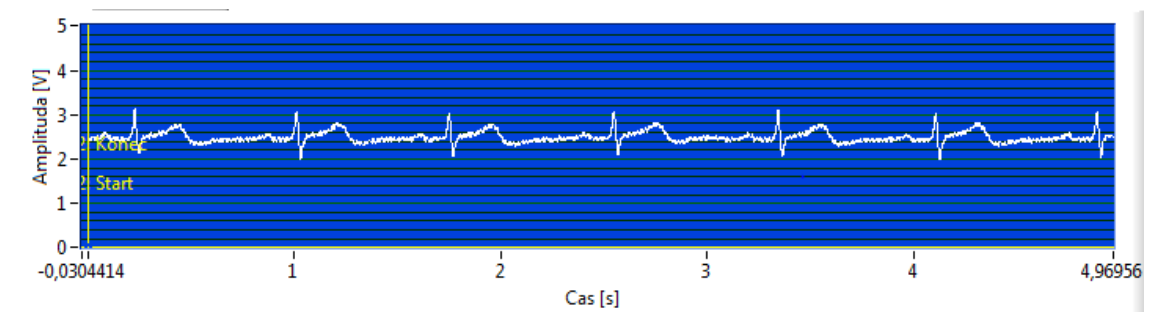
Na spektrech je více patrné než ze záznamů, jaké složky rušení jsou do signálu zaneseny. Při filtraci LP 48,2 Hz je v signálu rušení 50 Hz o amplitudě $1,212 \cdot 10^{11}$. Tato amplituda je však v porovnání s amplitudami složek užitečného signálu malá a signál moc nezatěžuje. Při filtraci LP 106,1 Hz je amplituda síťového rušení větší, dosahuje hodnoty $2,848 \cdot 10^{11}$. Rovněž se v signálu projevuje rušení na 150 Hz. Amplituda této složky je však v porovnání s užitečnými složkami zanedbatelná, její vliv na signál je eliminován filtrací na 106,1 Hz. Pravděpodobně se jedná o vyšší harmonickou složku síťového rušení. Také se zde projevuje rušení elektrickými potenciály svalové tkáně (myopotenciály) v pásmu frekvencí blízkých hodnotě 100 Hz, amplitudy artefaktů jsou však eliminovány filtrem LP 106,1 Hz a nedosahují tím vysokých hodnot (dají se považovat za zanedbatelné). Při nastavení filtrace na LP 338,6 Hz (obrázek 7-10) je amplituda na 50 Hz podle očekávání srovnatelná hodnota jako při frekvenci filtru 106,1 Hz, srovnatelná s ní je i amplituda rušení na 150 Hz, která dosahuje hodnoty $2,668 \cdot 10^{11}$. Toto rušení se již značně projeví na měřeném signálu. Objevuje se též rušení o zanedbatelné amplitudě spektrální složky vůči užitečným složkám na frekvenci 250 Hz – jde zřejmě taktéž o vyšší harmonickou složku síťového rušení.

7.3 Testování hornopropustného filtru

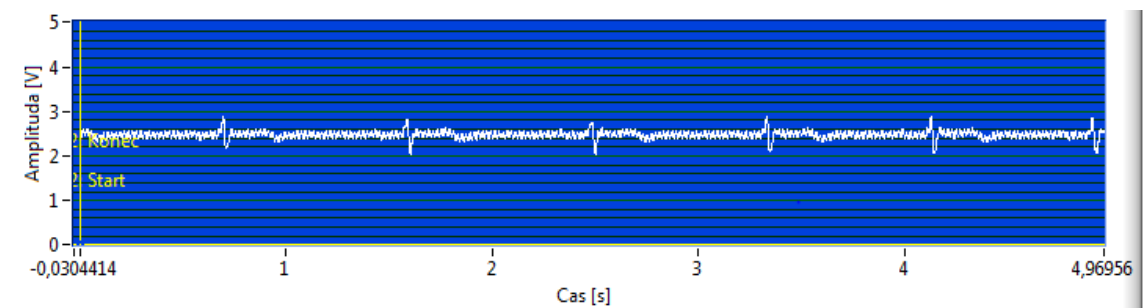
Hornopropustný filtr (dále jen HP) byl testován stejně jako LP filtr na figurantovi. Postupně byly nastavovány frekvence filtru 0,1 Hz, 1 Hz a 10 Hz, frekvence dolní propusti byla nastavena na hodnotu 106,1 Hz. Z jednotlivých záznamů byla vyobrazena spektra v programu MATLAB. Při nastavení filtru na 0,1 Hz a 1 Hz (obrázky 7-11 a 7-12) není na první pohled ze záznamu patrný rozdíl, vliv nastavení filtrace je ale dobře patrný na záznamu s nastavenou frekvencí 10 Hz na obrázku 7-13, kdy jsou nízké frekvence ze signálu odfiltrovány a signál je tím diagnosticky znehodnocen.



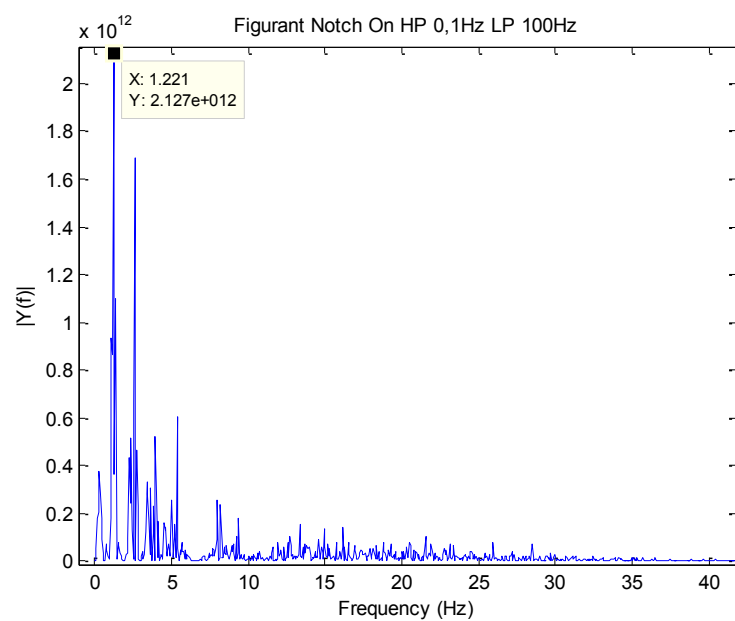
Obrázek 7-11 Záznam při filtraci HP 0,1 Hz



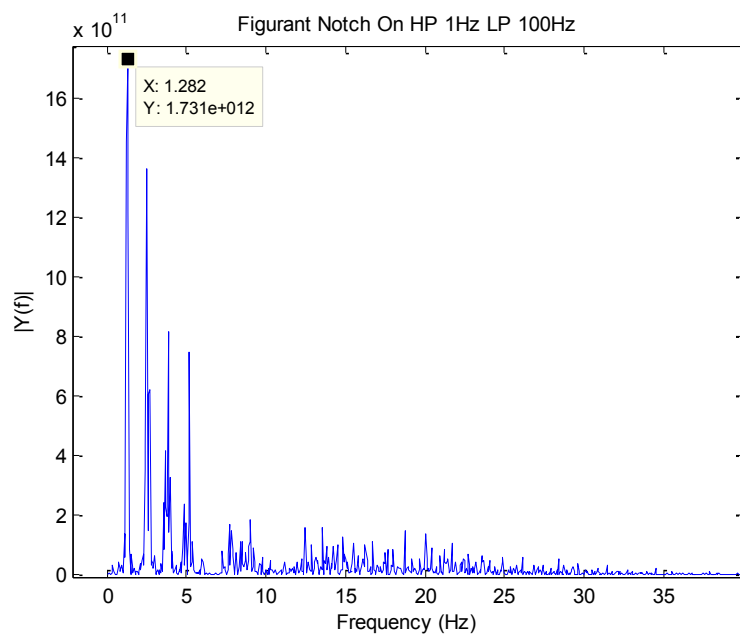
Obrázek 7-12 Záznam při filtraci HP 1 Hz



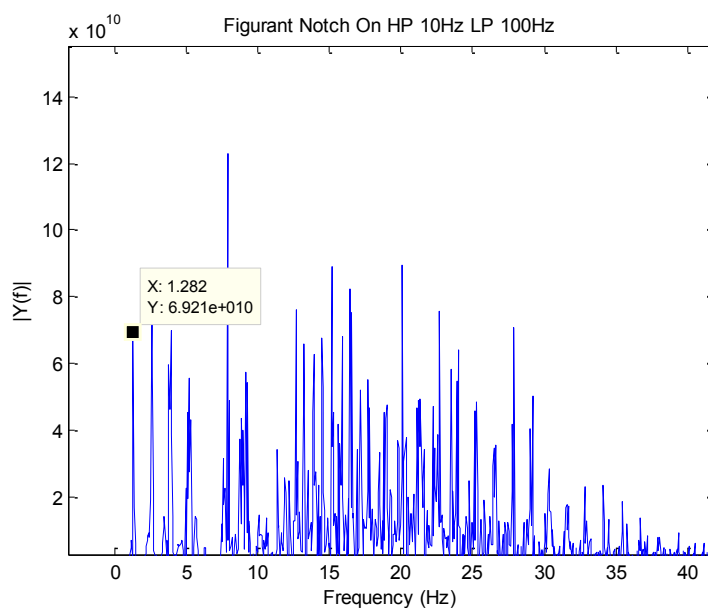
Obrázek 7-13 Záznam při filtraci HP 10 Hz



Obrázek 7-14 Amplitudové spektrum signálu při filtraci HP 0,1 Hz



Obrázek 7-15 Amplitudové spektrum signálu při filtraci 1 Hz



Obrázek 7-16 Amplitudové spektrum signálu při frekvenci 10 Hz

Ve spektru signálu při filtraci HP 0,1 Hz (obrázek 7-14) má největší amplitudu složka na frekvenci 1,2 Hz. Ze spektra signálu při filtraci HP 1 Hz (obrázek 7-15) je patrné, že amplituda složky na 1,2 Hz je po zvýšení hodnoty hraniční frekvence zmenšena jen málo, konkrétně 1,2 krát. Teoreticky by měla být tato složka filtrem HP 1 Hz mnohem více eliminována, na vině je zřejmě 1. řád použitého filtru se strmostí + 20 dB/dekádu. Ostatní složky do hodnoty této frekvence jsou eliminovány. Při filtraci HP 10 Hz jsou nízké frekvence signálu, které tvoří charakteristický tvar EKG křivky eliminovány přibližně o dva řády, konkrétně složka na 1,2 Hz je 165,9 krát zmenšena. V signálu se tedy uplatní mnohem více, než v prvních dvou záznamech složky signálu o frekvencích 10 Hz a vyšších, čímž je signál pro diagnostiku znehodnocen.

8 Závěr

Cílem této práce bylo vytvořit jednoduchý výukový modul pro filtraci biologických signálů, zejména pak EKG signálu. Jelikož už byl funkční modul k dispozici, nebylo potřeba navrhovat celý modul znovu, došlo k úpravám v návrhu a to především v oblasti filtrace. Impedanční přizpůsobení a schéma zapojení tzv. napájení pravou nohou bylo převzato z původního návrhu. K filtrům horní a dolní propust byly přidány jumpery s kondenzátory, kterými lze volit různé nastavení hraniční frekvence filtru.

Filtr typu horní propust je navržen jako aktivní dolní propust prvního řádu zapojená do záporné zpětné vazby přístrojového zesilovače, který tvoří blok impedančního přizpůsobení. Ze signálu se odstraní frekvenční pásmo nad zvolenou frekvencí. Získané frekvenční pásmo se pak ve zpětné vazbě odečte od pásma snímaného signálu a dosáhneme tím stejného efektu, jako kdybychom použili filtr typu horní propust. Toto zapojení je také převzato z původního návrhu, je do něj přidán jumper a 2 kondenzátory k volbě hraničních frekvencí filtru a to 0,1 Hz, 1 Hz a 10 Hz.

Filtr dolní propust je pak navržen jako klasická aktivní dolní propust prvního řádu. Zde jsou také přidány kondenzátory a jumper k přepínání jednotlivých hraničních frekvencí, konkrétně 48,2 Hz, 106,1 Hz a 338,6 Hz.

Do návrhu byl přidán filtr síťového rušení na 50 Hz. Jedná se o aktivní filtr typu pásmová zadrž prvního řádu. K tomuto filtru byl rovněž přidán jumper, který slouží k zapojení/vypojení filtru z měřicího řetězce.

Dalším úkolem této práce bylo vytvoření laboratorní úlohy pro studenty v českém a v anglickém jazyce. Metodika laboratorní úlohy byla zpracována za účelem seznámení studentů s diagnostickou metodou Elektrokardiografie a s metodami filtrace EKG signálu. Hraniční frekvence filtrů jsou zvoleny záměrně i takové, které odfiltrují důležité složky signálu a znehodnotí tím záznam, nebo naopak neodfiltrují rušivé složky, které negativně ovlivňují snímaný signál. Cílem bylo demonstrovat důležitost správné volby filtrace snímaného signálu tak, aby byla zachována jeho diagnostická hodnota a přitom z něj byly odstraněny všechny nežádoucí rušivé složky. Zároveň bylo záměrem poukázat na to, jaké důsledky může mít na snímaný signál špatná volba filtrace.

9 Použité zdroje

- [1] PENHAKER, M; IMRAMOVSKÝ, M; TIEFENBACH, P; KOBZA, F. *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. 1.vydání. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] MOHYLOVÁ, J.- KRAJČA, V. *Zpracování signálu v lékařství*. Žilina: 2004. 140s. Skripta ze Žilinské univerzity v Žilině. ISBN 80-8070-341-8.
- [3] ADAMEC, O. *Návrh a realizace biozesilovače s digitalizací a signálovým předzpracováním*. Ostrava, 2008. 59 s. Diplomová práce. VŠB - technická univerzita Ostrava na katedře Měřicí a řídicí techniky. Vedoucí práce Marek Penhaker.
- [4] HEŘMAN, Petr. *Biosignály : z pohledu biofyziky* [online]. 1.vydání. Praha : [s.n.], 2006, 10. 3. 2011 [cit. 2011-04-29]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikisource.org/wiki/Biosign%C3%A1ly_z_pohledu_biofyziky#Biosign.C3.A1ly_v_organismu>. ISBN 80-902899-7-5.
- [5] *EKG : Elektrokardiografie, vznik a měření signálů* [online]. [s.l.] : [s.n.], 19.10.2005 [cit. 2011-04-29]. Dostupné z WWW: <http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf>.
- [6] *Ekg.kvalitne.cz* [online]. 2004 [cit. 2011-04-30]. Přehled svodů užívaných v EKG. Dostupné z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>>.
- [7] *Wikiverzita* [online]. 8.2.2010 [cit. 2011-04-30]. EKG vyšetření. Dostupné z WWW: <http://cs.wikiversity.org/wiki/Soubor:Precordial_Leads_2.svg>.
- [8] HÁJEK, K; SEDLÁČEK, J. *Kmitočtové filtry*. 1.vydání. Praha : BEN - technická literatura, 2002. 536 s. ISBN 80-7300-023-7.
- [9] LACANETTE, K. *National.com* [online]. National Semiconductor, 21.4.2010 [cit. 2011-04-30]. A Basic Introduction to Filters - Active, Pasive and Switched-Capacitor. Dostupné z WWW: <<http://www.national.com/an/AN/AN-779.pdf>>.
- [10] RAMSDEN, E. *Sensors* [online]. 1.6.2001 [cit. 2011-04-30]. An Introduction to Analog Filters. Dostupné z WWW: <<http://www.sensorsmag.com/sensors/electric-magnetic/an-introduction-analog-filters-1023>>.
- [11] *Ti.com* [online]. Leden 1996, Srpen 2005 [cit. 2011-04-30]. MicroPOWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER. Dostupné z WWW: <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina126.pdf>>.
- [12] *Ti.com* [online]. Leden 1997, Leden 2005 [cit. 2011-04-30]. SINGLE-SUPPLY, microPower. Dostupné z WWW: <<http://focus.ti.com/lit/ds/sbos068c/sbos068c.pdf>>.

10 Seznam příloh

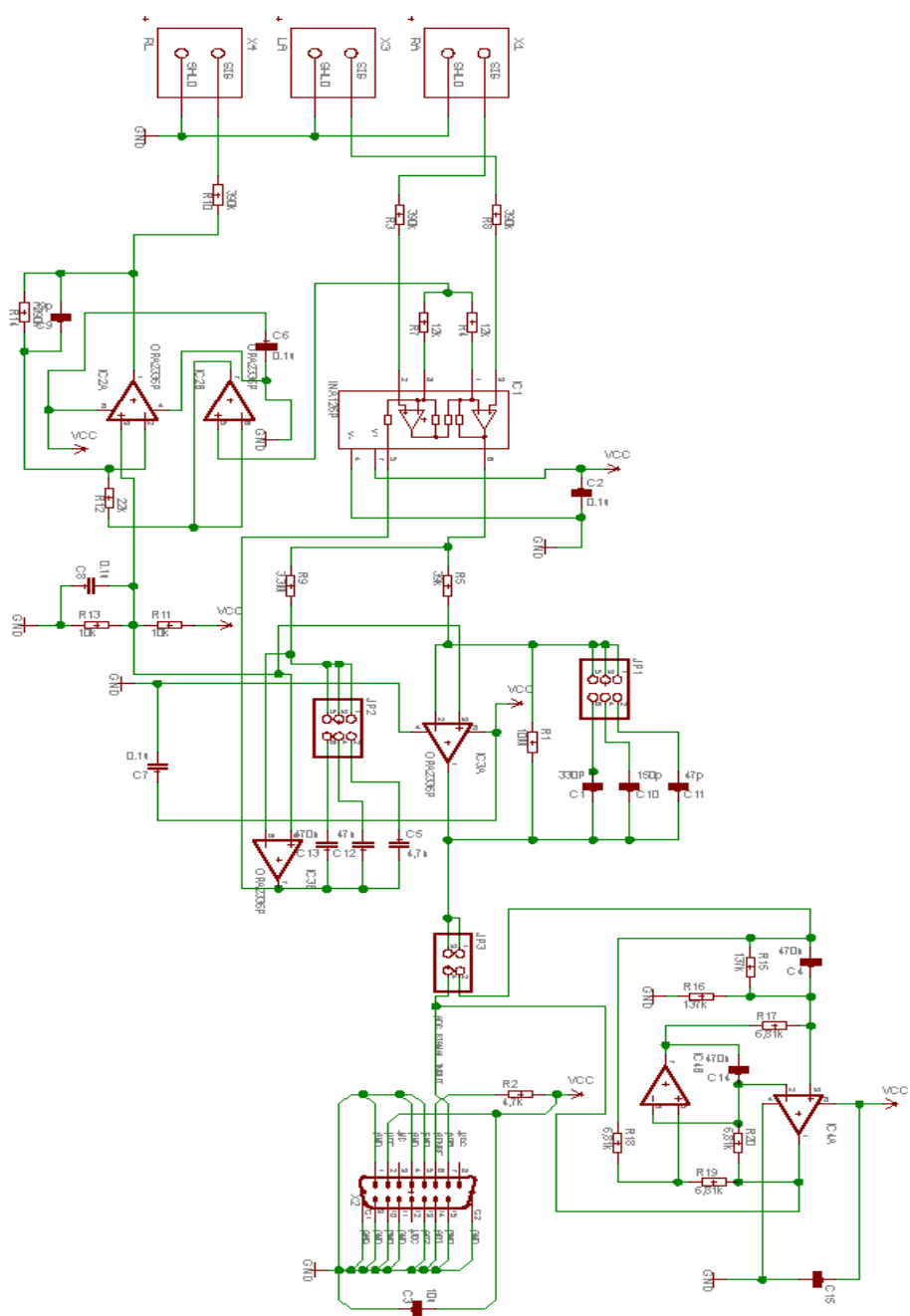
Příloha 1 – Schéma zapojení modulu pro filtraci biologických signálů

Příloha 2 – Deska plošných spojů modulu pro filtraci biologických signálů

Příloha 3 – Laboratorní úloha v českém jazyce

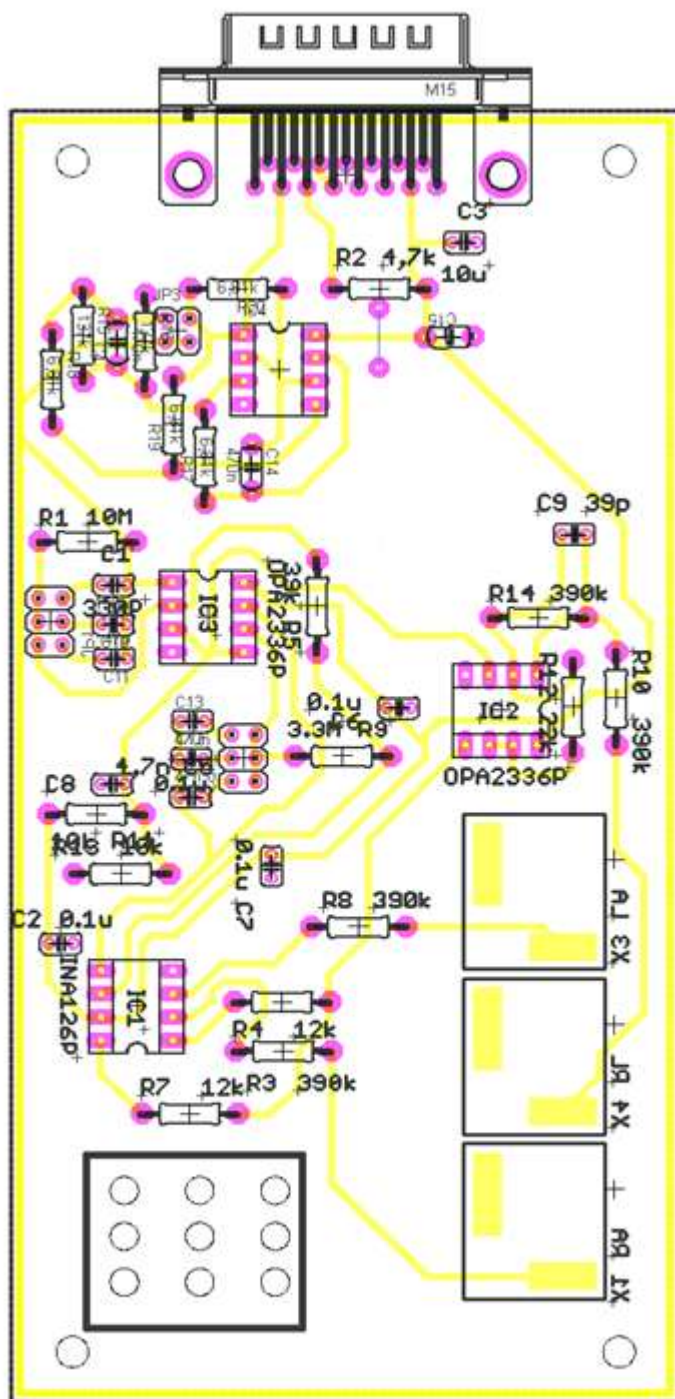
Příloha 4 – laboratorní úloha v anglickém jazyce

Příloha 1 – Schéma zapojení modulu pro filtraci biologických signálů



Obrázek 10-1 Schéma zapojení modulu

Příloha 2 – Deska plošných spojů modulu pro filtraci biologických signálů



Obrázek 10-2 Deska plošných spojů modulu

Příloha 3 – Laboratorní úloha v českém jazyce

Měření na modulu pro filtraci EKG signálu

Cíl úlohy:

- Student se podrobněji seznámí s diagnostickou metodou elektrokardiografie
- Student si osvojí metody filtrace a pozná důležitost správné metody filtrace EKG signálu

Zadání:

1. Prostudujte si teoretický podklad k měření
2. Zapojte měřicí řetězec podle návodu
3. Podle zadání změřte EKG signál na figurantovi při různém nastavení filtrace a záznamy uložte. Záznamy mezi sebou porovnejte a zhodnoťte je, své vyjádření odůvodněte v závěru.
4. Změřte EKG signál na simulátoru s nastaveným rušením 50 Hz s notch filtrem a bez něj. Záznamy uložte a posuďte, do jaké míry odstraní filtr simulované rušení.
5. Určete srdeční frekvenci ze záznamu.

Použité vybavení:

- Modul pro filtraci EKG signálu
- Jednotka BMENG DAU pro sběr dat
- USB kabel k propojení s PC
- Simulátor FLUKE IMPULSE 7000DP
- 3 snímací elektrody

Teoretický rozbor

Elektrokardiografie je diagnostická metoda, která umožňuje snímání a registraci bioelektrického signálu srdce (EKG). Přístroj, který slouží k snímání EKG signálu, se nazývá elektrokardiograf, výsledný záznam se nazývá elektrokardiogram. EKG signál vznikající v srdci a šířící se pomocí srdečního převodního systému, reprezentuje srdeční aktivitu. Vzniká v sinusovém uzlu, který se nachází v horní části pravé komory srdeční, odtud se vzruch šíří svalovinou síní do síňokomorového uzlu. Ten za normálních podmínek slouží k regulaci vzruchů ze sinusového uzlu. Dále se vzruch šíří Hissovým svazkem (v srdečním septu), který se větví na Tawarova raménka (levé a pravé) a odtud přechází na srdeční svalovinu, kde vyvolá její kontrakci.

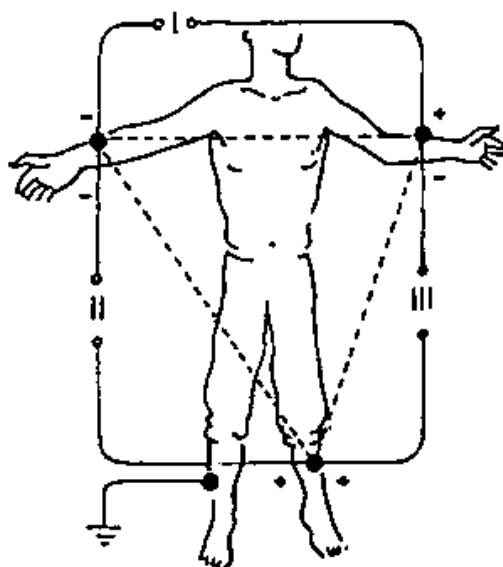
Standardně se používá 12-ti svodové EKG, které umožňuje měření napětí mezi různými místy na těle pacienta. Svody se dělí do 3 skupin, pojmenovaných podle autorů. Ze všech těchto svodů se pak tvoří celkový EKG obraz.

- **Einthovenovy bipolární končetinové svody** - Jedná se o bipolární svody, jednotlivé svody, označené římskými číslicemi I, II a III, snímají vždy rozdíl potenciálu mezi dvěma elektrodami
- **Goldbergovy semiunipolární svody** - Tyto svody využívají stejných končetinových elektrod jako Einthovenovo zapojení. Registrují rozdíl potenciálu vždy mezi jednou

končetinovou elektrodou a průměru napětí dvou ostatních elektrod. Tento průměr je vytvořen jejich spojením do uzlu přes rezistory $5\text{ k}\Omega$.

- **Wilsonovy unipolární hrudní svody** - Tyto svody (je jich 6) jsou označeny V1 až V6. Elektrody V1 až V6 tvoří vždy kladný pól, záporný pól tvoří tzv. Wilsonova centrální svorka, která je přivedena na invertující vstup zesilovače. Tato svorka je vytvořena spojením tří končetinových elektrod přes odpor $5\text{ k}\Omega$.

V této laboratorní úloze se měří jeden z Einthovenových svodů, konkrétně svod I, kde se snímá rozdíl potenciálů mezi pravou a levou horní končetinou (viz obrázek 1).



Obrázek 1 Einthovenovy bipolární svody.

Snímání EKG je důležitou diagnostickou metodou, proto je kladen důraz na správnou filtraci a zpracování signálu. Na snímáný EKG signál působí různé rušení (artefakty), které se hlavně podle původu dělí do dvou skupin: *technické* a *biologické* artefakty.

Nejčastějšími biologickými artefakty jsou *pohybové artefakty* vznikající v důsledku nesprávného připevnění elektrod, čímž dochází k jejich pohybům. Důsledky vedou ke změnám přechodu elektroda – elektrolyt, mění se náboj elektrické dvojvrstvy, která se na tomto rozhraní vytvoří. Tím se dočasně mění pólčlánkový potenciál, což se projeví jako pomalu se měnící složka napětí s frekvencí do 1 Hz. Dalším významným artefaktem je *pólčlánkový potenciál*. Ten vzniká při snímání na biopotenciálových elektrodách a mnohonásobně převyšuje velikost užitečného signálu, projeví se na vstupu předzesilovače jako stejnosměrné rozdílové napětí s maximální hodnotou 500 mV. Tento jev se dá potlačit hornopropustným filtrem s hraniční frekvencí 0,1 Hz. Ve snímaném EKG signálu se rovněž může jako rušivý vliv objevit *dechová křivka* s frekvencí přibližně 0,2 Hz při normálním dechovém cyklu 12 dechů/min. Mezi biologické artefakty rovněž patří *vzájemné působení různých orgánů* při měření. Většina

biologických signálů se snímá do frekvence 300 Hz, přičemž myopotenciály (elektrické signály svalů), které způsobují největší rušení u EKG signálu, leží ve frekvenční oblasti okolo 100 Hz.

Technickými artefakty jsou *elektrostatické potenciály* vznikající např. vlivem špatného kontaktu elektrod s pokožkou, vysycháním vodivého gelu, kontaminací biologickým materiálem, změnou prokrvení tkáně v místě, kde dochází ke kontaktu s elektrodou, atd.... Tyto artefakty vznikají také při elektrostatických výbojích v blízkosti elektrod. Dalším významným artefaktem je *rušení elektrorozvodnou sítí*, tzv. *síťový brum*. Ten se do užitečného signálu zanáší kapacitními vazbami mezi tělem pacienta a jeho okolím, kapacitami signálového vedení, elektromagnetickou indukcí a parazitními vazbami diagnostických přístrojů. Tento artefakt eliminujeme filtrací za pomoci Notch filtru (pásmová zádrž 50Hz). *Impulzní rušivý signál* je dalším technickým artefaktem, který se do užitečného signálu zanáší podobně jako síťový brum. Jeho původci jsou spínané zdroje, elektromotory a zapínání/vypínání elektrických spotřebičů. Obdobné artefakty mohou vznikat i při přepínání voliče svodů s mechanickými přepínači.

K eliminaci artefaktů působících na snímání EKG signál se dohodou stanovilo frekvenční pásmo snímaného signálu od 0,05 Hz do 100 Hz, kdy je potlačen spodní frekvencí půlčlankový potenciál a horní frekvencí jsou eliminovány vlivy ostatních biologických signálů, za předpokladu, že je pacient během měření v klidu a nehýbe se. Je možné se také setkat s horní hranicí tohoto pásma na hodnotě 40 Hz a to u přístrojů snímajících EKG při zátěžových testech, kdy je pacient v pohybu a projeví se rušení myopotenciály.

Pracovní postup

Dílčí úloha 1

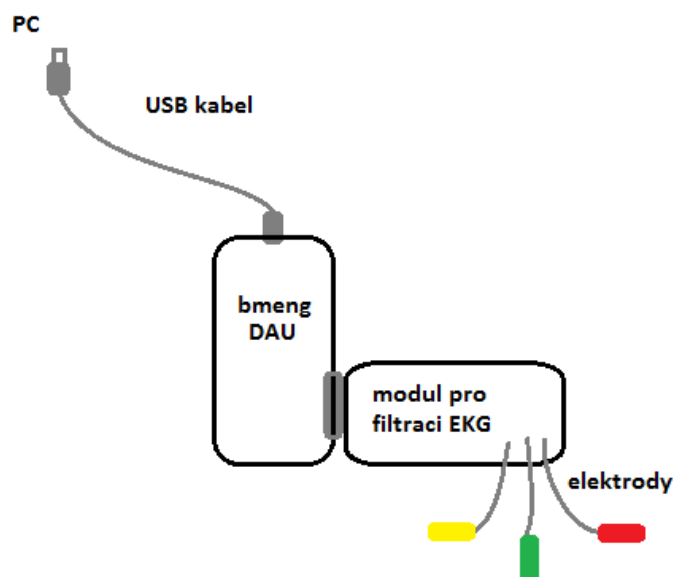
Prostudujte si teoretický podklad k měření a filtraci EKG signálu.

Dílčí úloha 2

Zapojte měřicí řetězec podle obrázku 2. K modulu připojte elektrody. Jelikož je v modulu použit invertující zesilovač, který obrací polaritu měřeného signálu, je třeba počítat s prohozením elektrod na rukou oproti standardizovanému zapojení tak, aby byl měřený signál zobrazován správně. Při nasazování elektrod na figuranta tedy dodržujte zapojení:

Žlutá elektroda	Pravá ruka
Červená elektroda	Levá ruka
Zelená elektroda	Pravá noha

Tabulka 1 Zapojení elektrod



Obrázek 2 Schéma zapojení měřicího řetězce

Dílčí úloha 3

Zapněte si v PC program EKGPPGonline a připevněte elektrody na figuranta. Na modulu si nastavte příslušnou filtraci a spusťte měření tlačítkem Start záznamu. Naměřte vždy tak dlouhý záznam, abyste byli schopni jej vyhodnotit (minimálně 30 s). Na modulu si nastavujte pomocí pinheadu postupně tuto filtraci:

Notch filtr ON, LP 100 Hz, měňte hodnoty frekvence u HP (0,1 Hz, 1 Hz, 10 Hz)

Notch filtr ON, HP 1 Hz, měňte hodnoty frekvence u LP (40 Hz, 100 Hz, 300 Hz)

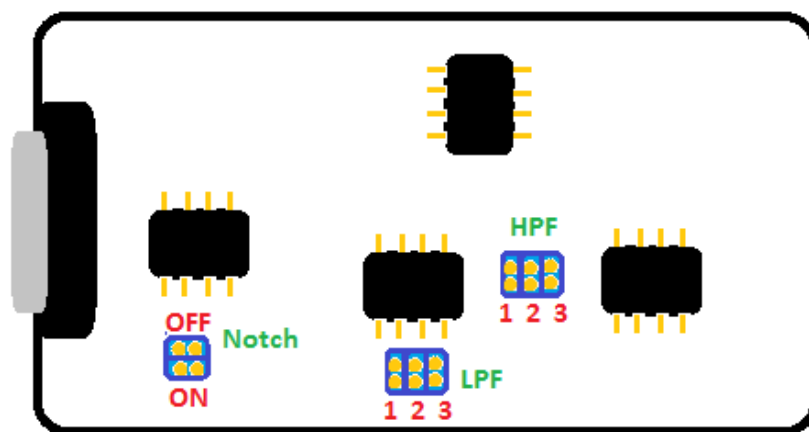
Každý záznam si ukládejte zvlášť, budete mít tedy celkem 5 záznamů. Kombinace nastavení filtrace doplňte do tabulky:

záznam	Frekvence HPF [Hz]	Frekvence LPF [Hz]
1		
2		
3		
4		
5		

Tabulka 2 Kombinace nastavení filtrace měřených záznamů

Orientace na modulu (obrázek 3):

- **Notch filtr** – filtr síťového rušení na 50 Hz, poloha OFF (nahore) – filtr není připojen, poloha ON (dole) – filtr je připojen do měřicího řetězce
- **LPF** – dolnoproustný filtr, poloha 1: filtr nastaven na 40 Hz, poloha 2: 100 Hz a poloha 3: 300 Hz
- **HPF** – hornoproustný filtr, poloha 1: filtr nastaven na 0,1 Hz, poloha 2: 1 Hz a poloha 3: 10 Hz



Obrázek 3 Orientace na modulu

Dílčí úloha 4

Modul pro snímání EKG signálu připněte na simulátor FLUKE IMPULSE 7000DP. Simulátor zapněte a stiskněte tlačítko ECG pro simulaci EKG křivky. V menu dole na liště displeje najedte na volbu Noise Imunity a volbu potvrďte tlačítkem. Nastavte si rušení 50 Hz a ECG On. Spusťte měření stejným způsobem jako v předchozí úloze v programu EKGPPG online. Na modulu nastavte tyto filtry:

HP 1 HZ LP 100 Hz Notch On

HP 1 Hz LP 100 Hz Notch Off

Oba záznamy uložte a porovnejte, do jaké míry Notch filtr eliminuje rušení 50 Hz.

Dílčí úloha 5

Na modulu si nastavte filtraci notch On, HP 0,1 Hz a LP 100 Hz. Na figurantovi naměřte záznam EKG dlouhý 60s. Z naměřeného záznamu odečtete 3x délku R-R intervalu EKG křivky a vypočtete srdeční frekvenci. Délku R-R intervalu odečtete na začátku záznamu, uprostřed (přibližně) a pak na konci záznamu. Vypočtete průměrnou hodnotu srdeční frekvence, výsledky uložte do tabulky. Uveďte příklad výpočtu.

R-R interval	Srdeční frekvence [úderů/min]
na začátku	
uprostřed	
na konci	
průměr	

Tabulka 3 výsledky výpočtu srdeční frekvence

Kontrolní otázky

1. Jaké je běžně užívané frekvenční pásmo (stanovené dohodou) pro snímání EKG signálu v diagnostice?
2. Jaké jsou nejběžnější biologické artefakty a jak se eliminují?
3. Jaké svody se užívají k měření EKG a kolik je potřeba elektrod k snímání 12-ti svodového EKG?
4. Jaký svod se užívá k měření EKG v této laboratorní úloze?

Výsledky

Zde uveďte naměřené záznamy a výsledky jednotlivých dílčích úloh.

Závěr

Zde zhodnoťte svými slovy výsledky naměřené v této laboratorní úloze.

Příloha 4 – Laboratorní úloha v anglickém jazyce

Measurement on module for ECG signal filtration

- Purpose:
 - To introduce to student the diagnostic method of electrocardiography
 - Student will learn the methods of filtering and recognizing the importance of proper filtering of the input ECG signal.
- Tasks:
 1. Read through the theoretical basis for measurement.
 2. Connect the measuring circuit according to instructions
 3. Measure the ECG signal from a volunteer using different filter settings and save the records. Compare them and your results justify in conclusion.
 4. Measure ECG signal from simulator, preset the interference of 50 Hz. Measure first with notch filter joined to measuring chain and then without it. Save the records and assess the extent to which the notch filter eliminates the interference.
 5. Calculate the value of hearth rate from record.
- Necessary gadgets:
 - Module for filtering ECG signal
 - BMENG DAU – data acquisition unit
 - USB cable
 - Simulator FLUKE IMPULSE 7000DP
 - 3 electrodes

Theoretical basis

Electrocardiography is a diagnostic method which measures the bioelectrical signal from the hearth (ECG). Device which measures ECG signal is called electrocardiograph. Record of bioelectrical signal from hearth is called electrocardiogram. ECG signal generated by the heart spreads through the cardiac conduction system, which represents the heart activity. It arises in the sinus node, located in the upper part of the right ventricle, then, the excitement spreads through the muscle to the atrio-ventricular node. That commonly serves to regulate the excitation of the sinus node. Furthermore, the excitement spreads through Hiss beam (in the cardiac septum), which has branches in the bundle branch (left and right) and is then transferred to the cardiac muscle, where it causes contraction.

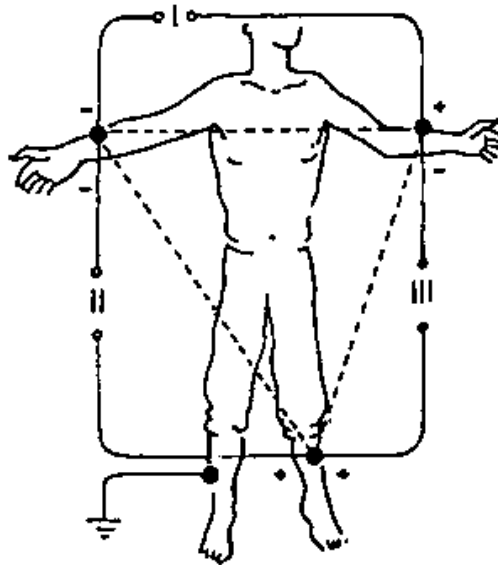
In diagnostics is normally used a 12-lead ECG, which allows measurement between different locations on a patient's body. Leads are divided into 3 groups, named according to the authors. All these leads create overall ECG record.

- **Einthoven bipolar limb leads** – each lead measures potential difference between two electrodes, leads are marked by Roman numerals I, II and III.
- **Goldberg semi-unipolar leads** – these leads use the same electrodes as Einthoven's bipolar leads, each lead register the potential difference between one limb electrode and

an average of potentials between two other electrodes. The average is realized by combining the electrodes through 5 k Ω resistances into a node.

- **Wilson unipolar chest leads** – these 6 leads are marked V1 – V6. Electrodes has always positive polarity, negative polarity has so called Wilson's central terminal, which is connected to inverting input of the amplifier. This central terminal is formed by union of limb- electrodes through 5 k Ω resistances to a node.

In this lab measurement is measured one of the Einthoven's leads, particularly lead I. Where is measured the potential difference between right and left upper limb.



Picture 1 Einthoven's bipolar leads

Measuring of the ECG is an important diagnostic method, therefore there is a great need for using the correct filtration and data-processing method. Measured signal is influenced by various disruptions. These are divided into groups based on their origin, namely technical and biological disruptions.

Most common biological disruptions are those created by the incorrect placement of electrodes on patient's body, which allows the electrodes to move. That leads to changes on electrode-electrolyte junction, therefore the polarity of electric double layer changes and then changes the half-cell potential. These variations manifest themselves in slow-changing component of voltage with frequency up to 1 Hz. Another important disruption is a half-cell potential. It influences the measuring on biopotential electrodes and many times exceeds the amplitude of the correct signal. It manifests itself on preamplifier as direct differential voltage with maximal amplitude of 500mV. This disruption can be eliminated by using the high-pass

filter with 0.1 Hz limiting frequency. Another disruption in ECG measurement is the influence of patient's breathing. This disruptive signal has, for a normal breathing cycle 12/min, frequency about 0.2 Hz. Mutual influence between body organs also has its impact on the measurement. Most of the biological signals are measured with the frequency of up to 300 Hz. Myopotentials (electric potentials of muscles), which create the greatest disturbance, have frequency mostly around 100 Hz.

Technical disruptions are electrostatic potentials coming from: the insufficient contact between electrode and patient's skin, drying out of gel, bio-contamination, changes of blood flow in the particular body part etc. These disruptions are created also during electrostatic-discharges near the electrodes. Electric power-line also creates a disruption, it's called power line hum. It interacts with the information-carrying signal by capacitance between patient's body and his surroundings, capacitances of signal leading circuits etc. This is eliminated by using the notch filter (50Hz band stop). Impulse signal is another technical interference. It interacts with the measured signal through the same ways as hum. Origin of impulse signal is in switch-mode power supplies, electro-engines, switching on/off of the machines. Similar influences may occur during the switching leads with mechanical switches.

For easier elimination of ECG signal disruptions was created a frequency zone between 0.05 Hz and 100 Hz. The half-cell potential is eliminated by the lower frequency and the upper frequency gets rid of the remaining influences of other biological signals, assuming the patient is lying without movement and in a calm state. Some devices have the upper frequency set to 40 Hz. These machines are used for the measuring of ECG exercise test, where a patient is moving, so the disrupting myopotentials are stronger.

Work flow

Task 1

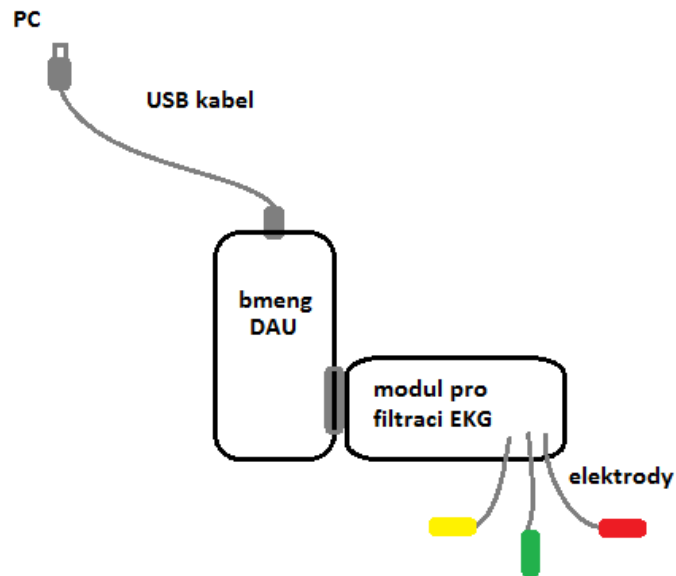
Read through the theoretical basis properly.

Task 2

Connect the measuring string according to picture 2. Join the electrodes to the module. Since the inverting amplifier (which reverses the polarity) is used in module, it is necessary to connect electrodes on left and right hand vice versa then they are normally connected, so that the sensed signal will be displayed in right polarity. Rules for connections are in table 1.

Yellow electrode	Right hand
Red electrode	Left hand
Green electrode	Right foot

Table 1 Rules for connection of electrodes



Picture 2 Schematics of connection measuring string

Task 3

Switch on EKGPPGonline on PC and attach electrodes to the volunteer. Adjust always that filtration which is given in instructions below. When you set one combination of filtration click on a button *Start measuring*. Measure always at least 30 seconds for each record, so then you will be able to analyse the record. Set gradually on modul that values of corner frequencies of filters:

- Notch filter On, LP 100 Hz and change values of HP: 0,1 Hz ,1 Hz and 10 Hz.
- Notch filter On, Hp 1 Hz and change values of LP: 40 Hz, 100 Hz and 300 Hz

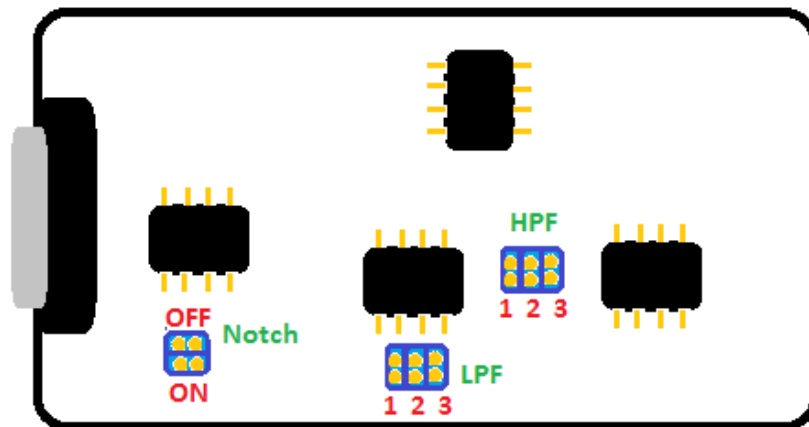
Each record save separately, so you get have 5 records. Write the combination of filtration in the table below:

record	Frequency of HPF [Hz]	Frequency of LPF [Hz]
1		
2		
3		
4		
5		

Table2 Combination of filtration petting at each record

How to orientate on module (picture 3):

- **Notch filter** – filter which separates interference of 50 Hz from supply network.
Possible setting of filter: ON (position down) – filter is connected to measuring string;
OFF (position up) – filter is switched off from measuring string.
- **LPF** – low pass filter. Position 1: setting of 40 Hz, position 2: setting of 100 Hz and position 3: setting of 300 Hz
- **HPF** – high pass filter. Position 1: setting of 0,1 Hz, position 2: setting of 1 Hz and position 3: setting of 10 Hz



Picture 3 Orientation on modul

Task 4

Connect module for filtering ECG to simulator FLUKE IMPULSE 7000DP. Switch on the simulator and click the button ECG for simulation ECG signal. Then go to menu at the bottom of display and choose *Noise immunity* and your choice confirm by clicking on the button. Set the interference of 50 Hz and set *ECG On*. Set on module following combination of filtering and start measuring as in previous task:

- HP 1 Hz LP 100 Hz Notch On
- HP 1 Hz LP 100 Hz Notch Off

Save both records and compare how far can notch filter eliminate the interference of 50 Hz.

Task 5

Preset this filtration on module: notch On, H 0,1 Hz and LP 100 Hz. Measure a 60-s-long record on the volunteer. Take three times value of R-R interval from that record (first at the beginning, second in the middle and third at the end) and evaluate the heart rate from each value of R-R interval. Count the average heart rate and fill in the table. Give an example of calculation.

R-R interval	Heart rate [beats per minute]
At the beginning	
In the middle	
At the end	
average	

Table 3 values of heart rate

Questions:

1. What is the value of pass band (set by agreement) for sensing ECG in diagnostic?
2. What are the most common biological disruptions and interferences and how to eliminate them?
3. What kinds of leads are used to measure ECG and how much electrodes are necessary to use for measuring 12-lead ECG?
4. What kind of lead is measured in this lab?

Results

Give all the results of each task

Conclusion

Sum up all the results from this lab and justify your claims.